

**EIN FLUIDMECHANISCHES MODELL
DER ARTERIA CAROTIS –
BIFURKATION DES MENSCHEN**

Stefan Müller-Kölbl



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554616_0001

Aus der Chirurgischen Klinik Innenstadt der Universität München

Vorstand: Prof.Dr.med. L. Schweiberer

**EIN FLUIDMECHANISCHES MODELL DER ARTERIA CAROTIS - BIFURKATION
DES MENSCHEN**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von

Stefan Müller-Kölbl

aus

München

Jahr

1986

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz.Dr.med.Dr.med.habil. H.F. Welter

Mitberichterstatter: Priv.-Doz.Dr.rer.nat.Dr.med.habil. G. Beier

Dekan: Prof. Dr.med.Dr.med.h.c. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung:

3. Februar 1987

meiner Familie in Dankbarkeit

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. PROBLEMSTELLUNG	1
2. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER EXPERIMENTALMETHODIK	5
2.1. Fließverhalten der Flüssigkeiten	5
2.1.1. Newtonsch	6
2.1.2. Nicht-Newtonsch	6
2.1.3. Viskosität	7
2.1.4. Fließverhalten des Blutes	8
2.2. Ähnlichkeitsgesetze der Strömungsmechanik	9
2.2.1. Die Reynoldszahl	9
2.2.2. Laminare und turbulente Strömung	10
2.3. Strömungsdoppelbrechung	12
2.3.1. Prinzip der Doppelbrechung	12
2.3.2. Der Maxwell-Effekt	15
2.3.3. Theorie der Strömungsdoppelbrechung	15
3. MATERIAL UND METHODIK	18
3.1. Anwendung des fluidmechanischen Modellkonzeptes auf die Blutströmung der A.carotis-Bifurkation	18
3.2. Erstellung eines Kollektivs von Leichenarterien	21
3.2.1. Auswahl der Fälle	21
3.2.2. Dokumentierte Leichendaten	21
3.2.3. Präparative Technik	22
3.2.4. Morphologische Befunderhebung	23
3.3. Herstellung von Gefäßmodellen	25
3.3.1. Auswahl der Präparate	26
3.3.2. Das Herstellungsverfahren	27

3.4.	Sichtbarmachung der Strömung	38
3.4.1.	Strömungsdoppelbrechung als Methode	38
3.4.1.1.	Das Vanadiumpentoxid-Sol	39
3.4.1.2.	Chemische und physikalische Eigenschaften	40
3.4.1.3.	Toxikologische Bedeutung	42
3.4.1.4.	Präparation des V_2O_5	42
3.4.2.	Der Versuchsaufbau	44
3.4.2.1.	Optische Apparatur	44
3.4.2.2.	Der Strömungskreislauf	45
3.4.2.3.	Einbau der Gefäß-Modelle	47
3.4.2.4.	Durchflußmessung	49
3.5.	Berechnung und Einstellung der Volumenströme	51
3.6.	Dokumentation der Versuche	55
4.	ERGEBNISSE	56
4.1.	Dokumentierung der Gefäßmodelle	56
4.1.1.	Daten der Individuen	56
4.1.2.	Geometrie der Gefäßmodelle	57
4.1.2.1.	Außenmaße	57
4.1.2.2.	Innenmaße	60
4.1.2.3.	Verzweigungswinkel	63
4.1.3.	Ausprägung der Atherosklerose	64
4.2.	Photographische Dokumentation der Strömungsbilder	65
4.2.1.	Modell 44 L	66
4.2.2.	Modell 66 R	74
4.2.3.	Modell 100 L	81
4.3.	Beschreibung der Strömungsbilder	87
4.3.1.	Modell 44 L	87
4.3.2.	Modell 66 R	92
4.3.3.	Modell 100 L	96

4.4. Interpretation der Strömungsbilder	100
4.4.1. Communis	100
4.4.2. die Bifurkationsanteile	101
4.4.2.1. Interna	101
4.4.2.2. Externa	103
5. DISKUSSION	104
6. ZUSAMMENFASSUNG	112
7. LITERATUR	113
8. ANHANG	141
8.1. Verwendete Materialien und Geräte	141
8.1.1. Herstellung der Arterienmodelle	141
8.1.2. Präparation des Vanadium-Pentoxid-Sols	142
8.2. Verzeichnis der Abbildungen	143
8.2.1. Graphiken	143
8.2.2. Photographische Tafeln	145
9. DANKSAGUNG	149
10. LEBENS LAUF	150

ABKÜRZUNGEN

A	Arteria
τ	Scherkraft
D	Schergefälle
η	dynamische Viskosität
ν	kinematische Viskosität
Re	REYNOLDS'sche Zahl
w	Strömungsgeschwindigkeit
d	Rohrdurchmesser
ρ	Dichte
K	Kalkspatkristall
S_x	Bündel paralleler Lichtstrahlen
o_x	ordentlicher Strahl
a_x	außerordentlicher Strahl
n_1, n_2	Brechungsindex
F_g	Volumenstrom in der A. carotis communis
F_i	Volumenstrom in der A. carotis interna
F_e	Volumenstrom in der A. Carotis externa
Q	Abzweigverhältnis F_i/F_e

1. PROBLEMSTELLUNG

Mit dem größten Interesse verfolgt die Öffentlichkeit zwar vor allem Bemühungen und Fortschritte der Medizin, die Früherkennung und Behandlung bösartiger Neubildungen zum Gegenstand haben, doch beherrschen die Komplikationen der Arteriosklerose die Todesursachenstatistik in den westlichen Industrienationen an erster Stelle. In der Bundesrepublik Deutschland starben 1972 mehr als doppelt so viele Menschen an kardiovaskulären Erkrankungen als an Tumoren (BUSS 1984).

Die Blutströmung im menschlichen Körper wird entscheidend von der Form, dem Verlauf und der Geometrie der Strombahn in den Blutgefäßen geprägt (HESS 1903, CARO 1971, SPELDE 1983). Verändern mitunter pathologische Prozesse die Strombahn in Gestalt oder Dimension, wie die Erkrankungen aus dem Formenkreis der Arteriosklerose, in deren Verlauf es zu Stenosen oder Elongationen der Arterien kommen kann, ergeben sich daraus ischämische Komplikationen an den Organen, die von diesen Arterien versorgt werden.

Eine eigentliche Ursache der Arteriosklerose ist nicht bekannt. Risikofaktoren, die eine Manifestation fördern und Komplikationen begünstigen sind:

- Alter
- männliches Geschlecht
- Hypertonie
- Diabetes mellitus
- Adipositas
- Hyperlipidämie
- Bewegungsmangel
- Rauchen

(n.BUSS 1984)

Die individuelle Ausprägung der genannten Risikofaktoren und eine damit interferierende genetische Disposition können die epidemiologischen Aspekte des Auftretens der Arteriosklerose aber auch nur teilweise erklären. Bei einem großen Teil der Erkrankten und der Verstorbenen lassen sich keine der allgemein akzeptierten Risikofaktoren erkennen. (BUSS 1984, DOERR 1978, BENDITT 1977).

Lokale hämodynamische Faktoren bedingen, daß die arteriosklerotischen Gefäßveränderungen an gewissen Prädilektionsstellen im Kreislauf gefunden werden (DOW 1925, FISHER 1951, TEXON 1957, CARO 1971, GESSNER 1973, MÜLLER-MOHNSEN 1976, DOERR 1978). Allgemein gesagt, liegen diesen Prädilektionsstellen charakteristische Gefäßverläufe zu Grunde:

Bereits THOMA (1920) und CHIARI (1905) sahen in Bifurkationen und WILLIS (1954) in Krümmerstrecken einen bevorzugten und frühzeitigen Manifestationsort der Arteriosklerose (n. MÜLLER-MOHNSEN 1956). Im einzelnen seien zum einen die Aortenbifurkation, die Teilung der linken Koronararterie, die Karotisbifurkation und zum anderen der Aortenbogen, der Circulus Willisii und der Karotissiphon genannt.

CHIARI (1905) und BENEKE (1922) diskutieren bereits die Arteriosklerose an der Karotis-Bifurkation als Folge hämodynamischer Faktoren.

Untersuchungen der Hämodynamik zur Klärung der ursächlichen Zusammenhänge von Gefäßveränderungen und Strömungsfaktoren bedienen sich methodisch des Modellkonzeptes der Fluidmechanik. Mathematische Modelle bieten Darstellung der Strömungsfelder durch theoretische Berechnung (FRIEDMAN 1975, CHATURANI 1985, FLORIAN 1986). Experimentelle Modelle ermöglichen eine Darstellung der Strömung direkt (Stromliniendarstellung mit Farbstoff, Partikeln oder Gasblasen, Methode der Strömungsdoppelbrechung) oder über Messungen der Strömungsgeschwindigkeiten (heute vor allem Laser-Doppler-Anemometrie).

Die Untersuchungen der Hämodynamik lassen aber kein einheitliches Bild der kausalen Zusammenhänge erkennen (GESSNER 1973).

Als ursächlich an der Lokalisierung der Atherosklerose beteiligt werden in der Literatur Turbulenz (SAKO 1962, WESOŁOWSKI 1965), hohe (FRY 1969) oder niedrige Schubspannung (CARO 1969, 1971), sowie erniedrigter lokaler Druck (TEXON 1957, 1960, 1965) genannt.

Ebenso wie für die Erforschung von Ursachen der Arteriosklerose machen Diagnostik und Therapie Grundlagenversuche notwendig:.

Einerseits erfordern klinisch diagnostische Untersuchungsverfahren der arteriellen Blutströmung wie Ultraschall-, angioradiographische Methoden und die Anwendung der Kernspintomographie auf die Hämodynamik modellmäßige Grundlagenversuche unter kontrollierten Flußbedingungen zur Standardisierung der Meßwerte, die diese Verfahren liefern. Andererseits können Modellversuche dem Chirurgen grundlegende Hinweise für die optimale geometrische Auslegung rekonstruktiver Maßnahmen am Gefäßsystem geben (PHELAN 1958, SZILAGYI 1960). LANGE (1978) untersuchte mittels fluidmechanischer Methoden die Strömung der A. profunda-Abzweigung der A. femoralis vor und nach Erweiterungsplastik.

Die Bifurcation der A. carotis (griech. karos = Traumschlaf), so benannt von der alexandrinischen Schule des Erasistratos, der im 3. vorchristlichen Jahrhundert lebte (GURLT 1930, LANDOIS 1932, STICH 1930), wurde aus folgenden Überlegungen für diese Arbeit ausgewählt:

- 1) Die Häufigkeit der atherosklerotischen Beteiligung
- 2) Deren spezielle, oft folgenschwere Komplikationen
- 3) Die Möglichkeit rekonstruktiver Eingriffe für den Chirurgen

ad 1): CHIARI berichtete bereits 1905 von einer Prädispositionsstelle der Arteriosklerose am Carotis-Sinus. SAMUEL (1956) fand in über 20 % seiner Sektionen schwere Veränderungen der A. carotis interna, besonders an ihrem Beginn im

Bereich des Sinus lokalisiert. Bereits bei jungen Menschen finden sich regelmäßig diskrete Veränderungen in diesem Bereich (GROTTUM 1983).

ad 2) Heute beträgt die Inzidenzrate des zerebralen Insults 140 pro 100.000 Einwohner in der Bundesrepublik. Der Schlaganfall steht in der Todesursachenstatistik an dritter Stelle nach koronarer Herzkrankheit und bösartigen Tumoren.

80% der Apoplexien sind ischämischer Genese, von denen 30% auf extracraniellen Strombahnveränderungen beruhen. Über 70% dieser extracraniellen Stenosen und Verschlüsse sind an der Karotis-Bifurkation lokalisiert. Eine schwere atherosklerotische Veränderung der Karotis-Teilungsstelle wird auch als Risikofaktor für den koronaren Herztod aufgefaßt (KORTMANN 1986).

ad 3) Im Jahre 1953 führten DeBAKEY u. Mitarbeiter den ersten rekonstruktiven Eingriff an der Karotidgabel durch. Seither hat sich die Desobliteration der Karotidgabel mit gleichzeitig durchgeführter Erweiterungsplastik mittels "Patch" aus autologer Vene, Biograft oder Dacron als chirurgische Therapie und Prophylaxe bei frischem oder drohendem apoplektischen Insult mit steigendem Erfolg etabliert (de BAKEY 1961, 1965, THOMPSON 1973, HEBERER 1975, BAKER 1983, BERSTEIN 1983, KORTMANN 1986).

2.1. Fließverhalten der Flüssigkeiten

Die Zähigkeit eines Fluids ist Ausdruck der Reibung zwischen seinen Elementen. Von NEWTON stammt die Erkenntnis, daß innere Reibung einer Flüssigkeit proportional der Geschwindigkeitsdifferenz benachbarter Fluidelemente ist.

(TRUCKENBRODT 1983, GEHRTSEN 1977)

Betrachtet man ein Fluid zwischen zwei Platten, deren eine (1) fest, die andere (2) frei beweglich mit dort angreifender Scherkraft τ , so findet man im Fluid ein Geschwindigkeitsgefälle $D = d_u/d_y$.

Es besteht eine Proportionalität von Scherkraft τ und sich einstellendem Geschwindigkeitsgefälle D .

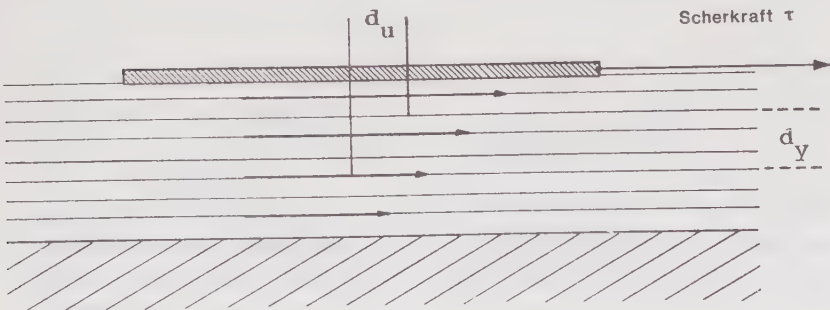


Abb.2.1 Zur Definition der Schubspannung τ und des Schergefälles D

2.1.1. Newtonsches Fließverhalten:

Besteht für den o.g. Zusammenhang zwischen Scherkraft und Geschwindigkeitsgefälle eine lineare Beziehung, so läßt sich schreiben:

$$\tau = \eta * d_u/d_y; \quad (\text{Gleichung 1})$$

Durch diese Gleichung ist das Fließverhalten Newtonscher Fluide gekennzeichnet. Wasser, Lösungen kleinmolekularer Stoffe und manche Öle sind Beispiele dafür.

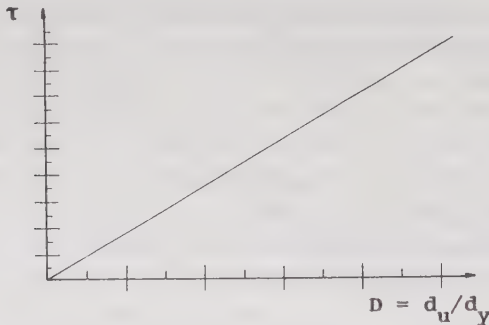


Abb. 2.2. Fließkurve für ein newtonsches Fluid

2.1.2. Nicht-newtonsches Fließverhalten:

Es gibt eine ganze Reihe von Stoffen, deren Fließverhalten sich nicht durch diese lineare Beziehung beschreiben läßt. Bei diesen sog. nicht-newtonschen Fluiden ist das Gefälle der Schergeschwindigkeiten abhängig von der wirkenden Scherkraft τ :

$$\begin{aligned} \tau &= f(d_u/d_y) \\ &= \eta(\tau) * d_u/d_y \quad (\text{Gleichung 2}) \end{aligned}$$

Auf das gesamte Spektrum der Eigenschaften nicht-newtonscher Flüssigkeiten kann hier nicht eingegangen werden (s. BOHL 1984).

Herausgehoben sei jedoch die Klasse der strukturviskosen Fluide, in die die meisten nichtnewtonschen Fluide einzuordnen sind: So hat auch das Blut Fließeigenschaften, die es dieser Fluidklasse angehörig machen. Blut zeigt auch rheopexes und thixotropes Fließverhalten, womit sich die Abhängigkeit des Geschwindigkeitsgefälles von der Zeitdauer der Scherbelastung ausdrückt (s.WALITZA 1979 ,BOHL 1984).

Strukturviskose Flüssigkeiten zeichnen sich durch eine Zunahme des Geschwindigkeitsgefälles d_u/d_y mit steigender Scherkraft τ aus.

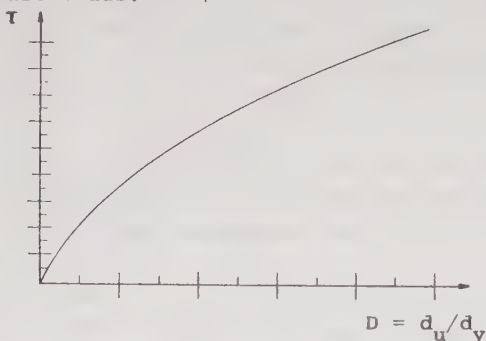


Abb.: 2.3. Fließverhalten strukturviskoser Fluide, s.Text

2.2.1.3. Viskosität

Der Viskositätsbegriff ergibt sich direkt aus den Betrachtungen zum Fließverhalten: Löst man Gleichung 1 nach dem Proportionalitätsfaktor η auf und setzt für das Geschwindigkeitsgefälle $d_u/d_y = D$ so ergibt sich

$$\eta = \tau/D \quad (\text{Gleichung 3})$$

Für newtonsche Fluide ist damit die dynamische Viskosität η als Quotient aus resultierendem Schergeschwindigkeitsgefälle und einwirkender Scherkraft eine temperaturabhängige Materialkonstante (s.a. TRUCKENBRODT 1983, BOHL 1984).

Für nichtnewtonsche Fluide, wie Emulsionen, Suspensionen, Pasten, Silicone, Kleister, Schmierstoffe ist die Viskosität so allgemein nicht beschreibbar. Die strukturviskosen Fluide werden mit dem Potenzgesetz von OSTWALD u.de WAELE beschrieben:

$$D = (\tau / \eta')^n \quad (\text{Gleichung 4})$$

für $n < 1$

2.1.4. Fließverhalten des Blutes

Blut ist eine Suspension von deformierbaren, elastischen Teilchen, wobei den Erythrocyten für diesen Aspekt die größte Bedeutung zukommt, in einem Medium mit einerseits kolloidalem Charakter, betrachtet man das Plasma, andererseits einer homogenen chemischen Lösung, soweit es das Serum betrifft. Die Fließeigenschaften des Blutes in vivo, in Einzelheiten nicht vollständig geklärt, sind abhängig von Hämatokrit, Proteingehalt des Plasmas, Gerinnungsstatus und Gefäßbezirk. Dies ist Forschungsgegenstand der Rheologie (WHITMORE 1967, MERRILL 1967, WALITZA 1979).

Hier sei nur kurz auf die Einordnung des Blutes in das Konzept von newtonschem und nicht newtonschem Fließverhalten eingegangen:

Gleichung 4 beschreibt auch das Verhalten des Blutes im unteren Bereich seiner Fließkurve (HAYNES 1959), für kleinere Schergeschwindigkeiten, bei größeren Schergeschwindigkeiten ab etwa 100 sec^{-1} ist das Fließverhalten des Blutes durch das newtonsche Gesetz hinreichend gekennzeichnet (MERRILL 1967). Dieser Bereich von Schergeschwindigkeiten wird im arteriellen System deutlich überschritten, sodaß die Viskosität des Blutes als unabhängig von den erreichten Scherkräften angesehen werden kann (WEISS 1977).

2.2. Ähnlichkeitsgesetze der Strömungsmechanik

Eine Strömung ist von physikalischen Determinanten geprägt:
den Materialeigenschaften : Dichte, Viskosität
den kinematischen Größen : Zeit, Geschwindigkeit,
Beschleunigung
den dynamischen Größen : Druck, Kraft, Arbeit, Energie.

Aus diesen Größen leitet die Strömungsmechanik Kennzahlen zur numerischen Beschreibung von Strömungsvorgängen her. (näheres s. TRUCKENBRODT 1983).

2.2.1. Die Reynoldszahl

Für stationäre Strömung in Rohren gilt als Kennzahl die REYNOLDS-Zahl (Re):

$$Re = \frac{w * l * \rho}{\eta}$$

mit Strömungsgeschwindigkeit w , Dichte ρ , Viskosität η und l als Rohrdurchmesser. Damit stellt die Reynoldszahl als Verhältnis von Trägheitskräften zu Zähigkeitskräften oder äusserer zu innerer Reibung einer Strömung die Kennzahl für Strömungen, die vorallem dem Einfluß der Reibung unterliegen dar.

Zwei Strömungen werden als ähnlich betrachtet, wenn sie unter vergleichbaren physikalischen und geometrischen Bedingungen zustande kommen und die Kennzahlen gleich sind. Unter diesen Bedingungen sind zwei verschiedene Strömungen vergleichbar.

2.2.2. Laminare und turbulente Strömung

Unter laminarer Strömung versteht man in einem Rohr einen Zustand konzentrisch paralleler Strömungsschichten, deren Geschwindigkeitsprofil in Abb. 2.4. wiedergegeben ist.

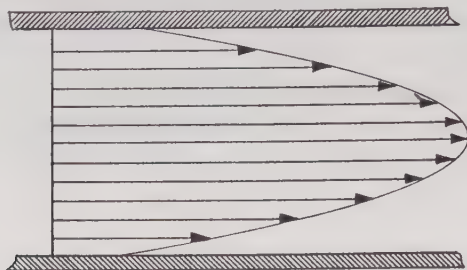


Abb. 2.4. Das Geschwindigkeitsprofil in einem Rohr bei laminarer Strömung

Die einzelnen Strömungsschichten vermischen sich nicht, oder nur unwesentlich untereinander. Die Strömung ist jedoch empfindlich gegen Störung z.B. durch Stromhindernisse, die lokale Verwirbelung bewirken. Auch neigt die laminare Strömung zur Ablösung von der Wand.

Turbulente Strömung ist durch eine regellose Verteilung der Bahnen und der Geschwindigkeiten einzelner Fluidelemente gekennzeichnet. Das Geschwindigkeitsprofil zeigt Abb. 2.5.

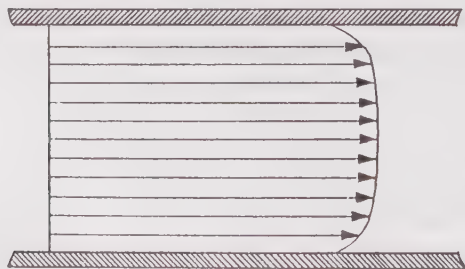


Abb. 2.5. Geschwindigkeitsprofil in einem Rohr bei Turbulenz

Welche der beiden Strömungsarten sich in einem Rohr ausbildet, hängt vom Verhältnis der äußeren zur inneren Reibung der Strömung ab und wird mit der Reynoldszahl beschrieben.

Oberhalb eines "kritischen" Wertes wird sich turbulente, unterhalb laminare Strömung ausbilden. Welcher Wert diese Grenze darstellt hängt von Form und Oberfläche der durchströmten Formation ab.

Bedeutungsvoll ist es insbesondere mit Blick auf die Strömung im Blutkreislauf zwischen laminarer und turbulenter Strömung zu unterscheiden: Im turbulenten Fall ist der Rohrwiderstand nicht mehr der Strömungsgeschwindigkeit, sondern deren Quadrat proportional (GEHRTSEN 1977).

Das heißt im Hinblick auf den Kreislauf, daß bei konstantem Druckgefälle der Volumenstrom und damit die Perfusion eines Organes abnimmt.

2.3. Strömungsdoppelbrechung

2.3.1. Prinzip der Doppelbrechung

HUYGENS entdeckte die Doppelbrechung des Lichts an einem Kristall: Betrachtet man durch einen Kalkspat z.B. einen Buchstaben, so erscheint er doppelt

Die Eigenschaft die ein Medium doppelbrechend macht, heißt optische Anisotropie: Ein Lichtstrahl wird beim Durchgang durch ein doppelbrechendes Medium in zwei Teilstrahlen zerlegt: den "ordentlichen" und den "ausserordentlichen".

Diese beiden Strahlen sind in ihren Hauptschwingungsebenen senkrecht zueinander polarisiert. Die beiden Lichtwellen sind durch eine Phasenverschiebung zueinander gekennzeichnet, die Brechungsindizes nehmen verschiedene Werte an.

Zur Veranschaulichung werden die Verhältnisse an einem optisch einachsigen Kristall, dem Kalkspat **K** betrachtet:

Der Kalkspat befindet sich hinter einer Lochblende, durch die ein paralleles Lichtbündel fällt. Jeder Strahl S_x wird in einen ordentlichen Strahl o_x mit konstantem Brechungsindex und einen außerordentlichen Strahl a_x mit einem vom Einfallswinkel abhängigen Brechungsindex zerlegt.

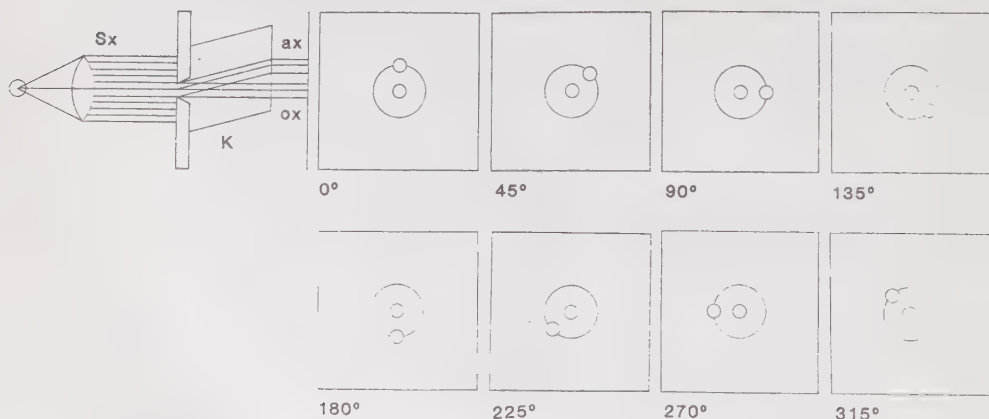


Abb. 2.6 Brechungsverhältnisse im Kalkspat bei Drehung des Kristalls um seine optische Achse (vereinfacht, n.WOLF)

Der Brechungsindex stellt eine Materialkonstante (für definierte Wellenlängen) dar, die die Ablenkung eines Lichtstrahls in seiner Raumrichtung beschreibt. Betrachtet man nun ein Schirmbild der Versuchsanordnung, so sieht man zwei Abbildungen der Lochblende. Dreht man nun den Kristall um das ordentliche Strahlenbündel als Achse, so stellt dessen Bild das Zentrum eines Kreises dar, den das Bild des außerordentlichen Strahlenbündels beschreibt.

Stellt man nun einen Polarisator **P** in den Strahlengang, so sieht man das Bild des ausserordentlichen Strahlenbündels abermals um das Bild des ordentlichen kreisen. Nun ändern aber beide Bilder in gegensinniger Weise ihre Helligkeit, denn die Polarisatinsebenen der beiden Strahlenbündel stehen senkrecht zueinander. Wenn eines hell ist, ist das andere dunkel für rechte Winkel zur Polarisationsrichtung des einfallenden Lichtstrahls.

Für Winkel 45° zur Polarisationsrichtung zeigen beide Bilder gleiche halbmaximale, Helligkeit. (n.WOLF 1961)

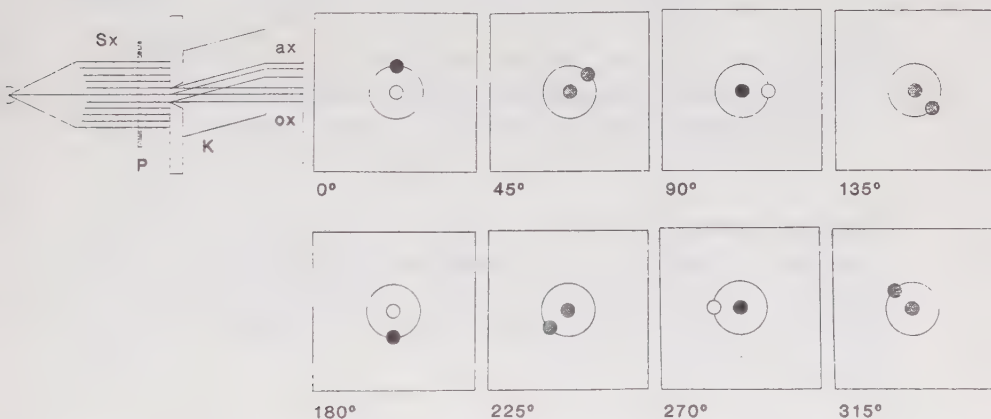


Abb. 2.7. Brechungsverhältnisse des Kalkspates bei Drehung im Strahlengang mit polarisiertem Licht.

Nun stelle man einen zweiten Polarisationsfilter als Analysator **A**, dessen Polarisationsrichtung senkrecht zum ersten steht, in den Strahlengang zwischen Kristall und Schirm.

Nun gelangt nur der Anteil eines Lichtstrahls durch den optischen Aufbau, der im Kristall eine Schwingungsrichtung erhalten hat, die nicht senkrecht auf einer der Polarisations-ebenen der gekreuzten Polfilter steht. Somit ergeben sich Helligkeitsmaxima für Drehungen des Kristalls um 45° , 135° , 225° und 315° .

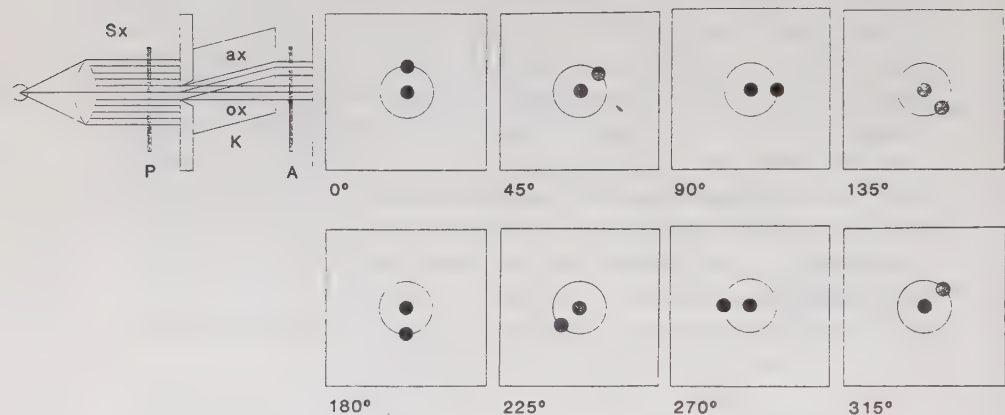


Abb. 2.8. Brechungsverhältnisse im Kalkspat bei Drehung des Kristalls im Strahlengang mit zwei gekreuzten Polfiltern.

Stark vereinfacht gibt diese Vorstellung die Verhältnisse im Verwendeten Polariskop wieder, wenn man den Kristall als ein Fluidelement im Gefäßmodell ansieht. Gezeigt sei damit der Einfluß der Orientierung eines doppelbrechenden Teilchens auf das durchfallende Licht.

MACH und MAXWELL entdeckten 1873 unabhängig voneinander eine optische Aktivität in strömenden Flüssigkeiten, die diese Flüssigkeiten in ruhendem Zustand nicht besaßen (SCHMITZ 1983).

MAXWELL beobachtete an Canadabalsam, das sich zwischen zwei Nicol'schen Prismen (heute würde man Polarisationsfilter nehmen) befand, wie sich das Bildfeld im Polarisationsapparat bei Bewegung des Harzes aufhellte, bei Ruhe verdunkelte (SIGNER 1955). MACH sah den Effekt an geschmolzenem Glas (KUNDT 1881). In der folgenden Zeit entdeckten Physiker und Chemiker noch bei einer Reihe von Ölen, Harzen und dem Kollodium den Effekt der Strömungsdoppelbrechung.

Das Wesen des strömungsdoppelbrechenden Fluids besteht in der Abhängigkeit seiner Brechungsindizes von der darin herrschenden Schergeschwindigkeitenverteilung. (s. Abb. 2.9.)

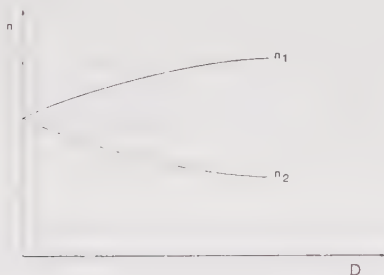


Abb. 2.9. Abhängigkeit der Brechungsindizes n_1 , n_2 eines strömungsdoppelbrechenden Fluids vom Schergefälle D (n.SCHMITZ 1983)

Die Effekte der Doppelbrechung in Strömungen werden auf drei mögliche Komponenten zurückgeführt (SCHMITZ 1983):

- 1) Spannungsdoppelbrechung,
- 2) Orientierungsdoppelbrechung,
- 3) Formdoppelbrechung

ad 1) Spannungsdoppelbrechung wird durch einen inneren Spannungszustand einer zähen Flüssigkeit induziert.

ad 2) Enthält eine strömende Flüssigkeit nicht-kugelförmige Teilchen, die ihrerseits über eigene optische Anisotropie verfügen, so werden die Teilchen entsprechend ihrer Längsachse von der Strömung gemäß der Scherkräfte orientiert. Ohne die orientierende Kraft der Strömung unterliegen die Teilchen dem Einfluß der Brown'schen Molekularbewegung. Das bedingt eine regellose Verteilung der optischen Aktivität der einzelnen Teilchen und die Flüssigkeit als ganze zeigt keine Doppelbrechung.

Dieser Mechanismus spielt für disperse Systeme, also auch Kolloide wie Vanadiumpentoxid-Sol die wesentliche Rolle.

ad 3) Partikel ohne Materialanisotropie, aber ausgeprägter Abweichung von einer Kugelform können Doppelbrechung in einer sie orientierenden Flüssigkeit erzeugen, aufgrund der Brechungsindexunterschiede zwischen Flüssigkeit und Teilchen. Diese Einzelkomponenten können verknüpft sein (SCHMITZ 1983).

Für das Verständnis der Vorgänge im strömenden Vanadiumpentoxid-Sol genügt im Hinblick auf die nicht-qualitative Aussage des Verfahrens folgende, sicherlich stark vereinfachte Vorstellung:

Man betrachte die Fluidteilchen als einfache, einachsige Kristallstückchen nicht-kugeligler Gestalt. Für diese sind die Verhältnisse der Lichtbrechung kurz dargestellt worden (s.o.).

Die Teilchen seien in der Rohrströmung (s. Abb: 2.4.) zwei Krafteinwirkungen unterworfen:

Die Brown'sche Molekularbewegung bedingt eine zufällige Verteilung der optischen Achsen, die Scherkräfte durch den Strömungsgradienten orientieren die Teilchen gemäß ihrer Gestalt und ordnen die Verteilung der optischen Achsen.

Für eine laminare, achsenparallele Rohrströmung kann man folgenden optischen Effekt erwarten: Das Bild der Strömung zeigt eine zur Rohrmitte hin abnehmende Helligkeit, da die wandnahen Schichten der Strömung den größten Schergeschwindigkeitsgradienten, und damit den größten orientierenden Einfluß auf die Teilchen aufweisen.

Die Rohrmitte als die Zone größter Fließgeschwindigkeit weist die kleinsten Schergeschwindigkeiten auf, orientiert die Fluidelemente somit am geringsten, sodaß der Einfluß der Brown'schen Bewegung eine zufällige Verteilung der Teilchenachsen und damit des gebrochenen Lichtes bewirkt, was in einer dunklen Zone parallel zur Fließrichtung in der Rohrmitte führt.

3. MATERIAL UND METHODIK

3.1. Anwendung des fluidmechanischen Modellkonzeptes auf die Blutströmung der A.carotis-Bifurkation

Die experimentelle Fluidmechanik untersucht das Verhalten von Strömungen in und an Bauwerken, Maschinen, Rohrleitungen und Land-, Wasser und Luftfahrzeugen. Auch im technischen Bereich sind solche Strömungen oft dort nicht der Untersuchung zugänglich, wo sie auftreten. Ausgehend von den Gegebenheiten am eigentlichen Objekt der Untersuchung werden die wichtigsten Strömungsparameter im Modellversuch simuliert.

Arterielle Blutströmung stellt technisch gesehen eine Rohrströmung dar. Die Ähnlichkeitsgesetze der Fluidmechanik stellen Bedingungen auf unter denen zwei Rohrströmungen ähnlich sind.

1) Geometrische Ähnlichkeit des Rohrmodells mit dem Rohr der zu untersuchenden Strömung.

2) Gleichheit der Reynoldszahlen

Die Blutströmung der A.carotis-Bifurkation läßt sich modellmäßig annähern, indem eine der Arterie ähnliche Rohrgeometrie mit einer Strömung beschickt wird, deren Reynoldszahl auf den physiologischen Werten der Blutströmung in der Karotisgabel beruht.

Da die Geometrie der Karotisgabel von einem Individuum zum anderen verschieden ist und mit dem Älterwerden eines Menschen ebenfalls Veränderungen unterworfen ist, und somit keine konstante und technisch faßbare Größe ist, kann man die individuelle Geometrie eines Menschen im Modell abbilden.

Um den Einfluß dieser individuellen Geometrie auf das Strömungsmuster zu zeigen, wurden aus einem Kollektiv von Leichenkarotiden drei Bifurkationen ausgesucht und transparente, elastische Silikonkautschuk-Modelle davon gebaut.

Der Blutfluß in der Karotisgabel, basierend auf den Angaben von KRISTIANSEN (1962), BLOCH (1981) und KU (1983) ist durch Reynoldszahlen zwischen $Re = 200$ für das diastolische Plateau und möglichen Spitzenwerten bis zu $Re = 1400$ in der A.carotis communis gekennzeichnet.

Abbildung 3.1. gibt eine Volumenstromkurve für die Communis unter Ruhebedingungen des Kreislaufs wieder (n. KU 1983). Man findet den Zusammenhang zwischen Herzzyklus ($t=0$ für Beginn der Systole) und Volumenstrom mit den entsprechenden Reynoldszahlen (berechnet für den Durchmesser $d = 8$ [mm] einer fiktiven A.c.communis und Blut).

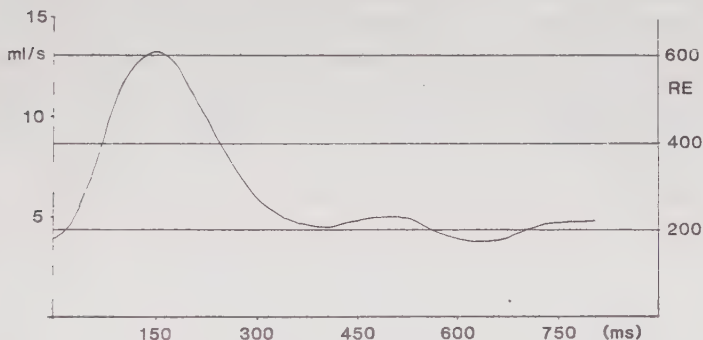


Abb. 3.1. Volumenpulskurve der A.carotis communis

Auch das Abzweigverhältnis der Volumenströme in C.interna und C.externa ist während eines Herzzyklus nicht konstant:

Als physiologische Werte gelten eine etwa gleiche (55:45) Aufteilung des Volumenstroms in interna und externa während des systolischen Stromgipfels und bevorzugte Durchblutung der interna (90:10) für das diastolische Plateau (BLOCH 1981).

Als Mittelwert für den gesamten Herzzyklus ergibt sich ein Verhältnis von 70:30 (Ku 1983).

Mit dieser Vorstellung wird jedes der drei Modelle 44L, 66R, 100L mit solchen Strömungen beschickt, die durch Reynoldszahlen von 200, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400 und 1600 im Muttergefäß, also der Carotis communis gekennzeichnet sind. Als Abzweigverhältnisse der Volumenströme in C.interna/C.externa werden 6:4, 7:3, 8:2, 9:1 eingestellt. Damit ist ein Bereich von Fließgeschwindigkeiten und Abzweigverhältnissen abgedeckt, wie man sie in der Carotis Bifurkation am Menschen findet.

Für jedes Bifurkationsmodell ergeben sich also 32 verschiedene Einstellungen, jede Einstellung ist durch zwei Volumenströme gekennzeichnet (s. Abschnitt 3.5.).

3.2. Erstellung eines Kollektivs von Leichenarterien

3.2.1. Auswahl der Fälle

Aus dem laufenden Obduktionsgut des Instituts für Rechtsmedizin wurden die Halsschlagadern aus den Fällen präpariert, bei denen eine Erkrankung oder Verletzung der Karotiden als Todesursache vom Obduzenten a priori ausgeschlossen werden konnte.

Bei der Auswahl der Fälle wurde einerseits auf einen guten Erhaltungszustand des Leichnams und insbesondere der Halsregion und auf eine möglichst gleichmäßige Alters- und Geschlechtsverteilung für das Kollektiv geachtet. Es wurden lediglich Fälle von erwachsenen Personen berücksichtigt.

3.2.2. Dokumentierte Leichendaten

Von jedem Fall wurden als grundlegende Kennzeichen eines Individuums folgende Daten erfaßt:

Geschlecht
Alter
Körperlänge
Körpergewicht

Darüber hinaus wurden als allgemeine Parameter einer Erkrankung des Herz-Kreislaufsystems dokumentiert:

Herzgewicht
Arteriosklerosegrad in
Aorta
Koronararterien
Hirnbasisarterien

Die vom Obduzenten erhobene Befundung der Arteriosklerose in diesen Gefäßregionen wurde übernommen und wie folgt klassifiziert und dokumentiert:

0 := keine Veränderungen

1 := punktförmige und streifige, wenig erhabene hellgelbe Einlagerungen

2 := beetförmige deutlich erhabene Einlagerungen

3 := beetförmige, teils das Lumen vollständig umgreifende, an keiner Stelle jedoch verschließende teils kalkharte, teils geschwürig aufgebrochene Läsionen, teils mit Einblutungen und thrombotischen Auflagerungen.

4 := das Lumen deutlich einengende oder verschließende Veränderungen

3.2.3. Präparative Technik

Nach der Sektion durch den Obduzenten wurden im Halsorganpaket auf beiden Seiten die Hauptgefäßnervenstränge aufgesucht und vom cranialen Anschnitt der A.carotis interna ausgehend mit einer spitz/stumpfen Schere die Halsschlagadern im Verlauf bis zum Ursprung dargestellt.

Die A.carotis externa wurde von der Bifurkation aus bis zur Aufteilung in ihre Äste vom umgebenden Bindegewebe frei präpariert. Die vollständig im Halspaket freigelegten Arterien wurden am Ursprung und nach der Aufzweigung der Externa an deren Ästen quer durchtrennt. Dann erfolgte eine gründliche Präparation mit feiner Schere um Reste des umgebenden Bindegewebes zu entfernen.

Im unmittelbaren Anschluß wurden die Aussendurchmesser mittels Schieblehre bestimmt.

Nach gründlicher Fixation in 5%iger Formalinlösung wurden die Arterien kurz mit kaltem Wasser abgespült und zur Konservierung in eine 1.5%ige Lösung von Phenoxetol verbracht (STEINMANN 1975).

Die Aufbewahrung der Präparate in Phenoxetol ermöglicht eine weitere Bearbeitung ohne die für formolgelagerte Präparate charakteristische Belästigung und bewirkt einen deutlichen Rückgang der Formalinstarre des Gewebes, was gerade bei Präparaten von Blutgefäßen deren Qualität und Beurteilbarkeit deutlich verbessert.

3.2.4. Morphometrische und morphologische Befunderhebung

Die drei Anteile der Carotis-Bifurkation, die communis, die interna und die externa wurden je in 3 Abschnitte unterteilt:

Gemessen vom First der Bifurkation 1 cm, 2 cm und 3 cm entfernt wurden die Abschnitte begrenzt.

Unmittelbar nach freipräparieren aus der Leiche wurden die Außendurchmesser am Ende eines jeden Abschnittes mittels Schieblehre bestimmt.

In fixiertem und konserviertem Zustand wurden die Arterien mit Silikonkautschuk injiziert (s.Abschnitt 3.3.2.). Nach abgeschlossener Polymerisation wurde die Arterienwand längs in der Ebene der Bifurkation mit ein Skalpell eröffnet, der so erhaltene Silikonkernabguß entfernt und in zwei annähernd symmetrische Hälften geteilt. So konnte die Intima in vollem Ausmaß überblickt und beurteilt werden. Jeder Abschnitt (s. oben) wurde eigens hinsichtlich des Ausprägungsgrades der atherosklerotischen Veränderungen bewertet.

Die Atherosklerose wurde makroskopisch in Bezug auf Lumenrelevanz, Einlagerung i.S. eines Atheroms, Einlagerung i.S. eines fibrösen Plaques und Ulceration mit Hilfe einer Bewertungsskala subjektiv am Präparat eingeschätzt.

Im einzelnen wurde für die Bewertung der Kriterien folgende 4-Stellen - Kodierung verwendet.

Codierung der Morphologie:

1. Stelle: Lumenrelevanz

- 0 := keine Lumeneinengung
- 1 := Lumeneinengung > 50%
- 2 := Lumeneinengung > 80%
- 3 := Filiforme Stenose
- 4 := Verschluß

2. Stelle: Einlagerung i.S. eines Atheroms

- 0 := Kein Vorkommen
- 1 := Streifig, fleckig
- 2 := Flächenhaft
- 3 := Lumenumgreifend

3. Stelle: Einlagerung i.S. eines fibrösen Plaques

- 0 := Kein Vorkommen
- 1 := Streifig, fleckig
- 2 := Flächenhaft
- 3 := Lumenumgreifend

4.Stelle: Ulceration

- 0 := Keine
- 1 := flach mit Auflagerung
- 2 := flach ohne Auflagerung
- 3 := tief mit Auflagerung
- 4 := tief ohne Auflagerung

3.3. Herstellung von Gefäßmodellen

Ziel der Herstellung von Gefäßmodellen im Rahmen eines Versuchs zur Darstellung der Strömungsverhältnisse in einem Blutgefäß ist ein in seinen mechanischen und geometrischen Eigenschaften der Arterie in vivo äquivalentes, möglichst hoch lichtdurchlässiges Modell (REUL e.a.1973).

In den in der Literatur beschriebenen Experimenten kommen verschiedene Typen von Gefäßmodellen vor: Diese lassen sich mit zunehmender geometrischer Ähnlichkeit mit Arterien in vivo in vier Typen einteilen, deren einheitliches Merkmal die Transparenz ist:

1) Linear oder konstant gebogen verlaufende, zylindrische Rohre homogener Geometrie (MÜLLER-MOHNSEN 1956, GUTSTEIN 1966, LIEPSCH 1973, YOUNG 1973, CHEN 1979, CHANDRAN 1979, 1981, BATTEN 1982, FUKUSHIMA 1982).

2) Aus Meßwerten der Arteriengeometrie gemittelte, konstruierte Gefäßmodelle (KU 1983, REUL 1984, BALASUBRAMANIAN 1981, BHARADVAJ 1982)

3) Durch Ausgießen der Arterien gewonnene Abbilder aus Kunststoffen (LANGE 1978, FRIEDMAN 1981, LIEPSCH 1981, MORAVEC 1983, DELOUCHE 1985, BAUMGART 1986).

4) Verarbeitung natürlicher Arterien zu transparenten Präparaten (KARINO 1985).

Eigene Versuche mit dem von KARINO zur Strömungssichtbarmachung angegebenen, im übrigen aber seit SPALTEHOLZ (1922) in der Präparationstechnik bekannten Verfahren durch Immersion einer natürlichen Arterie in Wintergrünöl (Methylsalicylat) diese durchsichtig zu machen und Versuche mit dem Verfahren der Transparenz-Plastination (v.HAGENS 1979) führten zwar zu durchscheinenden Arterienpräparaten, aber weder unsere Forderung nach größtmöglicher Transparenz, noch die nach Elastizität konnten so erfüllt sein. Das Ölimmersionsverfahren beschränkt zudem noch die Auswahl des Modellfluids auf Öle bestimmter Brechungsindizes.

Daher griffen wir daher ein in der Arbeitsgruppe für Biofluidmechanik im Labor für strömungstechnische Grundlagen des Fachbereichs Versorgungstechnik der Fachhochschule München von BAUMGART (1986) unter Mitarbeit von Schillinger und Riedel erarbeitetes Verfahren auf, das auf der Basis der Feingusstechnik über Formen in Gemischtbauweise (Silikon / Gips) zu transparenten, elastischen Silikonmodellen einer natürlichen Arterie führt (s.a.LIEPSCH 1981).

Ausgehend von einem Lumenausguss der Arterie mit Siliconkautschuk werden über eine Form aus Silicon und Gips Wachsduplikate des Arterienlumens gewonnen. Ein Wachskern wird elektrogalvanisch gleichmässig mit einer Wand aus Kupfer beschlagen, deren Stärke der Arterienwand entspricht.

Von der Kupferwand wird nun ein Siliconabdruck genommen und eine zweite Form gebaut. Diese dient als Aussenform. In sie hinein wird ein Wachskern aus der ersten Form als Innenform eingelegt, sodass insgesamt eine Hohlform entsteht, die mit transparentem Silicon ausgegossen ein durchsichtiges Modell der Arterie liefert, von der der Ausguss stammte.

3.3.1. Auswahl der Präparate für die Modellherstellung

Das Kollektiv der Leichenarterien und die davon hergestellten Lumenausgüsse der Arterien wurden, nachdem sämtliche Präparationsarbeiten abgeschlossen waren auf Präparate durchgemustert, die als Vorlagen zur Herstellung der Silikonkautschukmodelle geeignet waren.

Als grundlegender Gesichtspunkt kam dabei zum Tragen, daß drei Typen von Karotismodellen mit unterschiedlicher Ausprägung atherosklerotischer Veränderungen im Präparat hergestellt werden sollten:

- Typ I, ohne atherosklerotische Veränderungen
- Typ II, mit leichter Atherosklerose
- Typ III, mit ausgeprägter Atherosklerose

PRÄPARATION DER ARTERIE

Die Arterie wurde sorgfältig aus dem umgebendem Bindegewebe herauspräpariert, mit kaltem Wasser abgespült und in 5%igem Formalin fixiert. Um die "Formalinstarre" des Präparates wenigstens teilweise wieder aufzuheben und um während der weiteren Verarbeitung nicht den lästigen und gesundheits-schädlichen Formalindämpfen ausgesetzt zu sein, überführten wir die Präparate in eine 1.5%ige Lösung von PHENOXETOL in Wasser (Steinmann e.a.1975). Darin verblieben die Arterien bis zur Weiterverarbeitung.

INJEKTION DER SILICONMASSE

In das Arterienpräparat wurde am Hauptstamm und an den Abgängen, der A.Carotis interna und der A.Carotis externa noch vor deren weiterer Aufteilung, je ein Siliconschlauch des passenden Durchmessers mit festem Nähzwirn eingebunden. Der Stumpf der A.thyroidea superior wurde meist nur unterbunden. Die Injektion der Silikonmasse erfolgte mit einer 20ml Einmalspritze, die mit einer Drahtschlinge in den Schlauchstumpf zur communis befestigt wurden. Vor dem Einfüllen in die Spritze haben wir das Silikon im Exsiccator mittels einer Vakuumpumpe blasenfrei entlüftet. Unterläßt man diesen Entlüftungsvorgang, so finden sich die beim Mischen der beiden Siliconkomponenten entstandenen Luftblasen als Löcher oder Aussparungen im Lumenabguss der Arterie wieder. Das Silicon wurde injiziert und sobald sich die Masse am distalen Ende der Arterie in den Schläuchen zeigte, wurde der Schlauch mit einem Drahtclip so verschlossen, daß sich zwischen der Siliconsäule und der Unterbindung keine Luft mehr befand.

Ebenso wurde mit den zuführenden Schlauch in der Carotis communis verfahren:

Dieser wurde mit dem Drahtclip verschlossen, nachdem sich das Arterienpräparat auf der injizierten Masse vollständig entfaltet hatte , und durch den ausgeübten Druck auf den Spritzenstempel etwas an Umfang zugenommen hatte, sodaß die Arterie wieder eine natürliche Gestalt annahm.

Nach dem Aushärten des Siliconkerns wurde die Arterienwand vorsichtig mit einem Skalpell längs, in der Ebene der Bifurkation aufgeschnitten und der Silikonkern lag als Lumenabguss vor.

HERSTELLUNG DER KERNFORM

Die Kernform dient zur Anfertigung von Wachsduplikaten des Lumenkerns, die als auschmelzbarer Kern in die Aussenform eingelegt werden.

Vom Siliconkern wurde ein Siliconabguss genommen, der in einen Gipsmantel eingelagert werden muß, um eine stabile, giessfähige Form zu erhalten.

An allen drei Enden wurde nun der Siliconkern mit Polyäthylenzylindern genau passenden Durchmessers um einige Zentimeter verlängert, um ein längeres Ansatzstück des Modells zum Einbau in den Versuchsstand zu erhalten, vorallem aber um ein Paßstück für den Wachskern in der Aussenform zu schaffen.

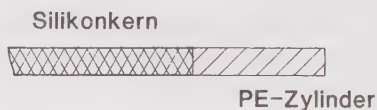


Abb. 3.2. Anpassen eines PE-Zylinders an den Silikonkern

Der Silikonkern wurde nun soweit auf einem Brettchen in Plastilin gelagert, daß genau die Hälfte der Zirkumferenz der Arterie in das Plastilinlager einmodelliert wurde, die andere Hälfte frei lag.

Silikonkern

Plastilinlager



Abb. 3.3. Silikonkern im Plastilinlager montiert

Darum herum wurde eine Giessform aufgebaut: Ein Streifen Polyäthylenfolie, etwa einen Zentimeter breiter als der montierte Arterienkern auf dem Brettchen erhaben, wurde mit etwas Abstand um das Objekt herum, mit Plastilin von aussen unterstützt, aufgestellt.

Folienwand

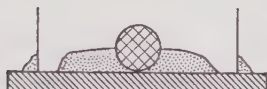


Abb 3.4. Gießform aus steifer Folie

Die Innenseite wurde Silicontrennspray (Wacker) dünn beschichtet. Als Abformmasse fand Wacker Silicon RTV M 533 Verwendung.

Nach abgeschlossener Vulkanisation des Silicons wurde die Polyäthylenwand und das Plastilin vorsichtig entfernt, ohne die Siliconform von der eingebetteten Arterie und dem Grundbrett abzunehmen.

Silikonteil

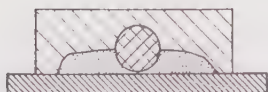


Abb. 3.5. Fertiger Silikonteil der Halbform

Darumherum wurde, mit vier passenden Brettchen gleicher Höhe als Wand, ein Giesskasten aufgestellt. Schraubzwingen verliehen die nötige Stabilität. Mittels Unterlagen war das Grundbrett etwa auf halber Höhe des Giesskastens angeordnet.

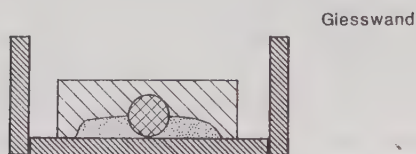


Abb. 3.6. Giesskasten für den Mantelteil der Halbform

Alabastergips wurde in Wasser eingestreut ($\frac{2}{3}$ Wasser, $\frac{1}{3}$ Gips), umgerührt und in den Formkasten gegossen.

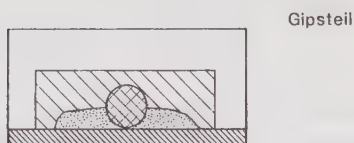


Abb. 3.7. Formblock nach Abnahme der Giesswandungen

Nach Aushärten des Gipses wurden die Brettchen entfernt und die erhaltene Halbform umgedreht.

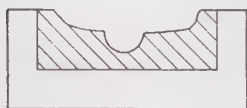


Abb. 3.8. Fertige Halbform

Formschlösser wurden in den Gipsblock geschnitten, die Schlußfläche der Gipsform und der obere Teil der Seitenwände mit Schellack isoliert, auf die Schlußfläche der Siliconinnenform Schutzlack SF 18 als Trennmittel aufgetragen.

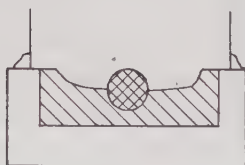


Abb. 3.9. Giesswand aus Folie für die zweite Silicon-Hälfte

Auf dem Gipsblock wurde wieder, wie oben beschrieben, aus der Polyethylenfolie eine Giessform um den Siliconteil der Halbform aufgebaut, der Kernabguss der Arterie in die Form eingelegt und mit Wackersilicon RTV M 533 aufgegegossen.

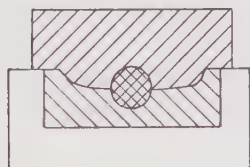


Abb. 3.10. Fertiger Silicon-Anteil der Form

Nach Polymerisation der zweiten Silicon-Halbform und Entfernen der Folienwand wurden die beiden Silicon-Formhälften vorsichtig getrennt, mit Isopropanol sorgfältig von Trennmittelresten gereinigt und mit eingelegtem Lumenabguss wieder zusammengefügt.

Mit den Brettchen wurde jetzt um den Gipsblock herum wieder ein Formkasten aufgestellt, mit Schraubzwingen befestigt, mit Vaseline als Trennmittel die Wandung und die Schlussfläche der Gipsform isoliert.

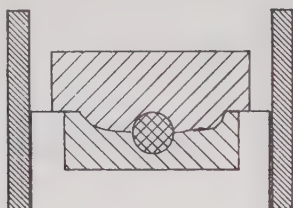


Abb. 3.11. Giesswand für die zweite Gipshälfte der Form

Der Formkasten wurde mit Gipsbrei aufgefüllt und die Oberfläche mit einem Gummi-Rakel glatt gestrichen. Nach dem Aushärten lassen sich die beiden Formhälften leicht trennen.

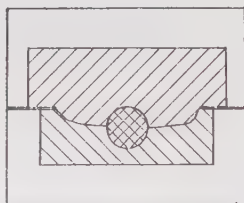


Abb. 3.12. Fertige Giessform mit eingelegtem Silikonkern

Man schneidet einen Trichter zum Einfüllen des Wachses und zwei Kanäle zum Entweichen der Luft in die Form, die noch offenen Stellen (d.h. die, die noch Wasser saugen) der Oberfläche werden mit Schellack isoliert. Zum Austrocknen lagert man die Form stets geschlossen auf einer planen, wasserfesten Fläche, am besten einem stabilen V2A-Rost.

ABGIESSEN DER WACHSKERNE

Je mehr Abgüsse mit einer Form gefertigt wurden, desto weniger Wachstrennmittel wird nötig sein die Formhälften und den Abguss zu trennen; eine neue Form wird aber an ihren Gipsteilen zusätzlich am besten noch dünn mit Vaseline bestrichen.

Vor Eingiessen des Wachses werden die Formhälften mit Klemmzwingen oder Gummiringen aneinander gepresst. Das Feingusswachs wird im Wärmeschrank auf Schmelztemperatur erhitzt, beim Schmelzen immer wieder verührt und in die vorher gut mit Wachstrennmittel eingefetteten Formen zügig eingegossen.

Nach Abkühlen des Wachses wird die Form vorsichtig getrennt, der Wachskern entnommen und sorgfältig von Wachs- und Trennmittel-"Schlacken" gereinigt. Der Wachskern wird mit einem feinen Skalpell entgrated.

HERSTELLUNG DER AUSSENFORM

Ein Wachskern wird in der Stärke, die der Wanddicke des Arterienmodells entspricht, elektrogalvanisch mit Kupfer beschichtet. Nach Ausschmelzen des Wachskerns erhält man ein Modell der Arterie in massivem Kupfer.



Abb. 3.13. Querschnitte des nativen und des galvanisch verkupferten Wachskernes

Die Oberfläche des Kupfermodells wird mit einer feinen Feile etwas egalisiert, die Rohrenden zu einer senkrechten Fläche planiert. Die Polyethylenzylinder mit denen die Enden des Siliconausgusses der Arterie verlängert worden waren, werden

nun in die Rohrenden des Kupfermodells eingesteckt (da passen sie ja genau hinein !), sodaß sie etwa 10 mm hervor- stehen, um im Abguß ein präzises Lager für die Paßstücke des Wachskerns abzugeben.

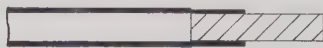


Abb. 3.14. Einstecken der PE-Zylinder in das Kupfermodell

Das mit den Paßstücken versehene Kupfermodell wird als Vorlage für die Aussenform verwendet. Der Vorgang ist der gleiche, wie bei der Herstellung der Kernform, mit dem Unterschied, daß zum Abguß Wackersilicon ME 622 als additionsvernetzender Silikonkautschuk Verwendung findet, da beim Ausgießen der Form mit transparentem und somit ebenfalls additionsvernetzendem Kautschuk trotz Trennmittel Probleme der Kompatibilität mit einem Kondensationsvernetzer wie RTV 533 auftreten würden. Die Außenform wird etwas größer als dimensioniert als die Kernform.

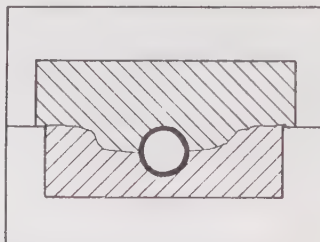


Abb. 3.15. Fertige Außenform mit eingelegtem Kupfermodell

Der Eingußtrichter und die Leitung zum Formraum ,ebenso die Entlüftungskanäle werden von seitlich in den Formraum geführt. Die Lager für die Paßstücke dürfen nicht mit den Materialleitungen versehen werden, damit diese dem Wachskern sicheren Halt in der Aussenform gewähren.

Als Abformmaterial verwendeten wir die Wackersilicone SilGel 600, Sil Gel 601, VP 7660. Die Unterschiede in der Verarbeitung sind folgende: Sil Gel 600 polymerisiert nur bei einer Temperatur oberhalb von etwa 60° Celsius im Wärmeschrank, Sil Gel 601 läßt sich am einfachsten verarbeiten wegen der guten Fließfähigkeit, VP 7660 liefert elastischere und vorallem noch transparentere Modelle, lässt sich aber schlechter eingießen, da die monomere Masse eine höhere Viskosität besitzt als die beiden anderen Silikone.

Vor dem Eingiessen des Silicons müssen die Formhälften sorgfältig gereinigt werden und Schutzlack SF 18 wird in dünnen Schichten mit einer Farbspritzpistole auf sämtliche Formflächen und auf die Schlussflächen der Formhälften aufgetragen, um ein Vulkanisieren des eingegossenen Silicons mit dem Siliconteil der Form zu verhindern und um die Form gegen Auslaufen des Silicons in die Spalten zwischen Gipsteil und Siliconteil der Form zu sichern. Wird dieser Arbeitsgang nicht sorgfältig durchgeführt, sodaß die Abformmasse an die Form anvulkanisiert oder die Abformmasse zwischen die Schlußflächen der Formhälften läuft und dort polymerisiert, lassen sich die Formhälften schlimmstenfalls überhaupt nicht mehr trennen.

Der Wachskern wird ebenfalls mit Schutzlack beschichtet, hier ist allerdings - um der Abbildungsgüte der Intimareliefs willen - ein dünner Auftrag wünschenswert. Der Wachskern wird passgenau in die Aussenform eingelegt, die Formhälften geschlossen und mit einer Schraubzwinge zusammengepresst.

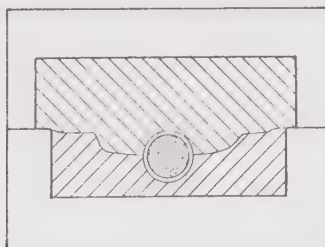


Abb. 3.16. Fertige Hohlform mit eingelegtem Wachskern

Die Siliconkomponenten werden nach Vorschrift in ein grosses Becherglas eingewogen, gut verrührt, und die Masse entlüftet: Im Exsiccator läßt man die Masse unter Vacuum solange "aufkochen" und durch Öffnen des Ventils wieder zusammenfallen, bis sie im Vacuum weitgehend blasenfrei ist. Unter Einwirkung des Atmosphärendrucks wird man keine Bläschen mehr erkennen.

Die fertige Siliconmasse wird in die vorbereiteten Formen gegossen, bis sie in den Entlüftungsleitungen sichtbar wird. Das gewährleistet, daß die Masse in den Formraum vollständig eingelaufen ist. Die Masse ist so viskös, daß sie in Formen mit kleinem Leitungs- oder Formraumquerschnitt nicht einfließt. Dieses Problem umgeht man mit einer 50ml Blasen-spritze und einem Siliconschlauch: Die Siliconmasse wird in die Spritze gefüllt und über den Siliconschlauch, der fest in den Einfülltrichter gepresst wird, in die Form gedrückt.

Nach Polymerisation des Silicons werden die Formteile vorsichtig getrennt (sollte das nicht gehen, wird die Form im Wärmeschrank erwärmt, dann trennen sich die Schichten). Man schält den nun mit einer Siliconwand umgebenen Wachskern mit den Fingern aus der Siliconform, schneidet die Abgüsse der Leitungen ab und schmilzt den Wachskern im Wärmeschrank aus: An einem Faden frei über einer Schale hängend, bindet man das Siliconmodell an der Decke des Inkubators an, um das schmelzende Wachs abtropfen zu lassen. Ein Kontakt des Siliconmodells zu einer heißen Oberfläche (Wand des Inkubators oder Glasgefäß) hinterläßt eine milchige Trübung im transparenten Silicon. Ist das Wachs weitgehend abgelaufen und nur noch der Innenwand des Modells anhaftend, so läßt man es erkalten und zerbricht dann vorsichtig mit den Fingern die noch das Modell auskleidende Wachshaut durch die elastische Wand hindurch und schüttelt die Bruchstückchen heraus.



Abb. 3.17. Querschnitt durch das Siliconmodell: Vor Ausmelzen des Wachskernes A, fertiges Modell B

Zur Feinreinigung legt man das Modell in Alcoholus absolutus um die letzten Reste des Trennlackes aus dem Silicon zu entfernen. In Alkohol liegend ist das Modell wegen der Ähnlichkeit der Brechungsindizes fast nicht sichtbar, so transparent ist es.

Zum Einbau in den Versuchsaufbau ist es noch erforderlich das fertige Silikonmodell mit einem festen Silikonschlauch möglichst ohne Stufe an der Innenwand zu verbinden. Eine kleine Unregelmäßigkeit an der Innenseite der Verbindung könnte die Strömung stören und somit Artefakte bedingen.

Man bricht dazu sich die Paßstücke eines Wachskernes ab und steckt sie etwa halb in die ihnen entsprechenden Enden des Modells.

Auf die herausragenden Hälften der Wachspaßstücke wird nun je ein Silikonschlauch passenden Kalibers gesteckt. Mit der Kautschukmasse, mit der man das Modell gegossen hat, werden Silikonschlauch und Modell aneinander vulkanisiert.

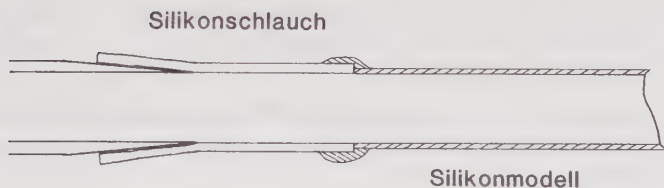


Abb. 3.18. Verbindung des Modells mit einem Siliconschlauch

Nach Aushärten des Silikons wird der Wachszylinder vorsichtig aus dem Schlauch geschoben.

Die Verbindung hat bei unseren Versuchen alle Belastungen toleriert.

3.4. Sichtbarmachung der Strömung

3.4.1. Strömungsdoppelbrechung als Methode

Die Untersuchungen der Strömungsdoppelbrechung von FREUNDLICH e.a.(1916) an Vanadumpentoxidsolen brachten wichtige Erkenntnisse über die molekularen Eigenschaften eines Fluids als Grundlage der Doppelbrechung. Strömungsdoppelbrechung wurde nur bei Stoffen gefunden, die sich durch eine nicht-kugelige Gestalt der Moleküle auszeichnen. Der Effekt kommt durch räumliche Orientierung der Teilchen einer Flüssigkeit durch Scherkräfte in einer Strömung zustande (FREUNDLICH 1923). Insbesondere untersuchten FREUNDLICH und SIGNER die Strömungsdoppelbrechung von kolloiden Lösungen, deren optische Aktivität sich in einigen Aspekten von der einheitlicher Stoffe (z.B. Ölen) unterscheidet.

BOEDER (1932) stellte als erster eine Theorie zur Strömungsdoppelbrechung von kolloiddispersen Systemen auf. Die Wirkung eines einzelnen Schergradienten senkrecht zur Strömungsrichtung auf die Diagonalendrehung eines einzelnen Fluidelementes wurde behandelt.

SIGNER gibt theoretische Modelle der Strömungsdoppelbrechung für einheitliche Flüssigkeiten sowie für und mono- und polydisperse kolloide Lösungen an.

SCHMITZ (1983) erweiterte die Boeder'sche Theorie auf den Fall einer zweidimensionalen Strömung mit vier Schergradienten. Dort findet man mathematische Modelle.

Mit Methoden der Spannungsoptik haben verschiedene Autoren (AHIMAZ 1970, LIEPSCH 1974, SCHMITZ 1983) den Effekt der Strömungsdoppelbrechung zur Bestimmung fluidmechanischer Kenndaten einer Strömung ausgenutzt: So ist es möglich quantitative Aussagen über Geschwindigkeitsverteilung über den Querschnitt und die auftretenden Scherkräfte in einer Strömung zu machen. Dies gilt nur für den Fall einer (stets idealisierten !) zweidimensionalen Strömung (SCHMITZ 1983). Eine dreidimensionale Rohrströmung, als die man eine arterielle Strömung vereinfachen kann, kann mit diesen Methoden nicht quantitativ behandelt werden.

Die Lichtstrahlen treten bei einer Rohrstömung durch den gesamten Querschnitt des Rohres und erfahren bei jedem Übertritt von einer Strömungsschicht in die nächste, sofern ein genügend großer Geschwindigkeitsgradient herrscht, eine Änderung ihrer Richtung, sodaß der Beobachter eines "Integraleffekts" der Strömungsdoppelbrechung über sämtliche Schichten der Strömung teilhaftig wird, die das Licht durchlaufen hat.

Lediglich eine qualitative Beurteilung vergleichenden Charakters ermöglicht das Verfahren der Strömungssichtbarmachung mittels Strömungsdoppelbrechung im Falle einer realen Rohrströmung.

3.4.1.1. Das Vanadumpentoxid-Sol

Die Strömungsdoppelbrechung eines Vanadumpentoxid-Sols beobachtete als erster FREUNDLICH (1916). Seine Arbeiten galten jedoch den chemischen Eigenschaften und der Molekularstruktur des Vanadumpentoxidsols und anderer Flüssigkeiten.

Fluidmechanische Aspekte untersuchte der englische Physiker HUMPHRY (1922) als erster mit einem Vanadumpentoxidsol.

Er demonstrierte damit der Royal Society u.a. die Ablenkung einer geradlinigen Strömung durch ein Hindernis.

ULLYOTT, türkischer Hydrologe und Geograph, Professor in Cambridge, beforschte "diffusion and turbulence as biological environmental factors" im Rahmen seiner Arbeiten über den Bosphorus (ULLYOTT 1947).

Auch er benutzte Vanadumpentoxid-Sol: Er legt die Methode als "so striking and successfull as demonstration of many properties of flow" allen an Strömungsdarstellung interessierten ans Herz. Insbesondere geeignet für fotografische Aufzeichnung von Strömungsversuchen sei das Sol.

Als Anwendung wird hier neben klassischen Ingenieurproblemen insbesondere die Bewegungsanalyse im Wasser lebender Organismen vorgeschlagen, um Erkenntnisse für die Konstruktion von Schiffen, Unterseebooten und Torpedos zu gewinnen. So schwammen kleine Fische 45 min "ganz fröhlich" in einer

künstlichen Strömung von wohl stark verdünntem Vanadiumpentoxid-Sol. Das Sol blieb von dem Experiment unbeschadet. Daß die Fische den Versuch anscheinend unbeschadet überstanden hatten, verleitet den Autor zu der Feststellung, Vanadiumpentoxid-Sol sei ("from a biological point of view") völlig ungiftig. Dem muß energisch widersprochen werden. Als Schwermetall-Lösung ist Vanadiumpentoxid-Sol toxisch (s.u. Abschnitt 3.4.1.3.).

MÜLLER-MOHNSEN (1956) untersuchte Krümmerstrecken und Verzweigungen, LIEPSCH (1974) wandte Vanadiumpentoxid-Sol zur Strömungssichtbarmachung in einer 90°-Glasrohrverzweigung an. Beide Arbeiten behandeln ihre Experimente als fluidmechanisches Modell einer menschlichen Koronararterie.

Bei LIEPSCH (1974) wird auf die Eigenschaft des Vanadiumpentoxid-Sols hingewiesen, "daß es sich wie Blut verhalte": Man findet die Fließkurven eines gelagerten Vanadiumpentoxid-Sols und die von, wohl heparinisiertem, Vollblut über den Bereich von physiologischen Schergeschwindigkeiten annähernd parallel. Beide Fluide zeigen ein einander ähnliches strukturviskoses Fließverhalten (s.Abschn.2.2.1.2.). Das heißt, daß die Viskositäten von Blut und Vanadiumpentoxid-Sol sich im gleichen Schergeschwindigkeitsbereich nur durch einen Faktor unterscheiden. Deshalb ist Vanadiumpentoxid-Sol geeignet, Blut im fluidmechanischen Modell zu vertreten (LIEPSCH 1973).

3.4.1.2. Chemische und physikalische Eigenschaften

Vanadium ist auf der Erdoberfläche ein weitverbreitetes Schwermetall. Es liegt vor allem als Vanadinsäure oder als deren Anhydrid Vanadiumpentoxid vor.

Erdöl und andere fossile Brennstoffe sind reich an Vanadium. Technische Anwendung findet Vanadium in der Farbstoffherstellung, der Edelstahlverarbeitung und als Katalysator (n. FORTH 1980).

Ammoniumvanadat reagiert mit Salzsäure zu Ammoniumchlorid und Vanadiumpentoxid nach folgender Gleichung:



Vanadiumpentoxid selbst ist ein hell ziegelrotes Pulver, Dichte 3.318 kg/dm^3 , Schmelzpunkt etwa 660°C , maximale Löslichkeit in Wasser 0.07 g/100g (n. LIEPSCH 1974).

In heißem, destilliertem Wasser löst sich kristallines Vanadiumpentoxid als kräftig rubinrotes Hydrosol. Als Metall-Kolloid gehört es zu den lyophoben Kolloiden, die sich leicht ausfällen lassen, im Gegensatz zu den lyophilen Kolloiden, z.B. Eiweißlösungen, die sich stabiler verhalten.

Vanadiumpentoxid-Sol als lyophobe, kolloide Lösung ist empfindlich gegen Ionen. Bei Anwesenheit von Elektrolyten und ab einem pH von etwa 5 fällt das Sol aus der Lösung.

Die von uns hergestellten Sole zeigten sofort nach einer gewissen Abkühlzeit den Maxwell-Effekt (s. Abschn. 2.3.2.). Das steht im Widerspruch mit einigen Autoren (FREUNDLICH 1916, ULLYOTT 1946), die Doppelbrechung erst nach Lagerung fanden.

Das Fließverhalten des Sols ist in frischem Zustand durch die Fließkurve eines newtonschen Fluids gekennzeichnet. Nach Lagerung von etwa 3 Monaten zeigt die Fließkurve im Bereich niedriger Scherkräfte strukturviskose Eigenschaften (s.a. LIEPSCH 1974, POLL 1985). Nach Liepsch liegt die Erklärung dafür im Anwachsen der Vanadiumpentoxidkristalle in eine lichtmikroskopische Dimension.

Ausführliche Untersuchungen zur Materialverträglichkeit und eine exakte Beschreibung von Fließeigenschaften des Sols in Abhängigkeit vom "Reifungszustand" (Lagerungszeit) finden sich bei LIEPSCH (1974).

Bei der experimentellen Anwendung von Vanadiumverbindungen ist jedoch Vorsicht geboten: Die toxische Potenz aller Vanadiumverbindungen ist zu beachten. So führt die Inhalation vanadiumhaltiger Stäube zu Reizzuständen an den Atmungsorganen. In Thomasstahlbetrieben führt der hohe Gehalt von Vanadiumpentoxid in der Schlacke zu Lungenerkrankungen der exponierten Arbeiter. MAK-Werte sind 0.1 mg/m^3 im Rauch und 0.5 mg/m^3 in Stäuben. Selbst bei der Bevölkerung findet sich Vanadiumpentoxid in erhöhten Konzentrationen im Lungengewebe, wenn der Anteil des Erdöls am Heizbrennstoff genügend hoch ist.

Eine kanzerogene Potenz von Vanadium wird diskutiert (FORTH 1980).

Beim Umgang mit dem Sol ist Vorsicht geboten. Das Tragen von Handschuhen, Sauberhaltung der Arbeitsflächen von Rückständen des Sols und vorallem vorschriftsmäßige Entsorgung sind als Schutzmaßnahmen zu beachten.

Modifiziertes Verfahren n.BILTZ (zit.n.FREUNDLICH 1916)

60 g Ammoniumvanadat werden mit etwas Aqua dest. zu einem Brei verrieben. Dieser wird mit 600 ml Salzsäure 1-n aufgerührt, wobei das zunächst weiße Ammoniumvanadat in einen roten Niederschlag umgewandelt wird. Ihn lässt man sich absetzen und dekantiert den Überstand.

Der rote Niederschlag wird in die Fritte gefüllt. Nun zieht man die Salzsäure mittels Unterdruck ab und wäscht den Niederschlag mehrmals mit Aqua dest., um ihn von der Salzsäure und dem Ammoniumchlorid zu reinigen.

Heißes Aqua dest., ca. 70° , wird jetzt auf den Niederschlag in der Fritte gegossen, bis das zu Beginn gelbe Filtrat eine rote Farbe angenommen hat.

Das ist der Zeitpunkt , an dem der rote Niederschlag in ein großes Becherglas gefüllt wird und mit heißem Aqua dest.

(mind. 70°) übergossen wird.

Das Vanadiumpentoxid beginnt sich nun im heißen Wasser zu lösen. Man läßt das ungelöste Schwermetall einen Niederschlag bilden und dekantiert den tiefroten Überstand. Nun gießt man wieder heißes Wasser auf. Dies wiederholt man so lange bis der Niederschlag fast vollständig gelöst und die erhaltene Lösung nur noch gelb gefärbt ist. Diese letzte Lösung wird zum Sondermüll, weil schwermetallhaltig, verworfen. Man hat etwa 6-8 Liter Vanadiumpentoxid-Sol in ungefähr 2.0%iger Lösung erhalten.

Das Sol ist sofort strömungsdoppelbrechend. Als Behälter ist Polyäthylen gut geeignet, aber man verhindere jeden Kontakt des Sols mit Metall und Elektrolyten, da das Sol ab einem pH von 5 koaguliert, was unserer Erfahrung nach irreversibel ist (Prinzipiell ist die Koagulation reversibel und das Sol läßt sich wieder peptisieren durch Auswaschen mit Wasser (FREUNDLICH 1916, 1923), nur ist das bei den im Versuch benötigten Volumina mit einer kleinen Chemielabor-Ausrüstung nicht möglich). Kontakt mit Edelstahl wird toleriert, sollte aber vermieden werden.

Die Glas und Kunststoffgeräte werden mit Wasser gereinigt, hartnäckige Reste von Vanadiumpentoxid (z.B. in der Fritte) werden mit rauchender Salzsäure gelöst und mit Wasser ausgespült.

Abschließend werden die Gefäße mit Aqua demin. gespült.

Beachtung der Sauberkeit bei der Präparation des Sols und der Durchführung der Versuche ist unerläßliche Voraussetzung für ein Gelingen des Vorhabens (s.a. HUMPHRY 1922, Diskussionsbeitrag des Chemikers Hatschek).

ULLYOTT (1947) empfiehlt die Zugabe von "alcohol" zum frischen Sol um eine forcierte Alterung zu erreichen (Modifikation der Fließeigenschaft, s.o.).

Eigene Versuche, Proben des Sols mit Isopropanol (techn. Qualität) oder mit Äthanol (für die Gaschromatographie) zu versetzen, endeten stets bei massiver Koagulation.

3.4.2.1.

Optische Apparatur

Zur Sichtbarmachung der Strömung eines doppelbrechenden Fluids genügt ein einfaches Diffuslicht-Polariskop nach L.Föppl und R.Hiltcher (Föppl, S.6), wie es zu Versuchen in der Spannungsoptik verwendet wird. Uns stand ein älteres Modell Fabrikat "Tiedemann" zur Verfügung.

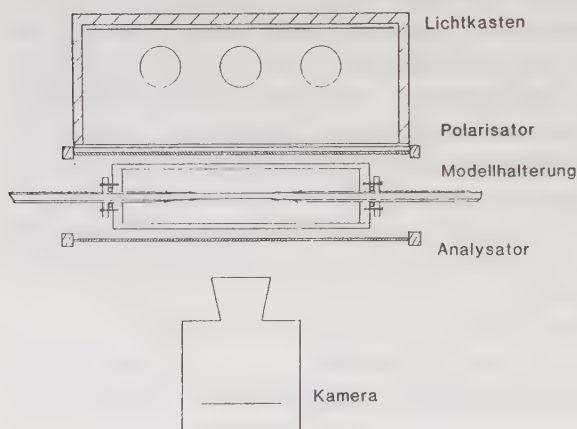


Abb. 3.19. Optischer Aufbau

Zwei Polarisationsfolien, zwischen Glasplatten verkittet, sind einzeln oder mit einer Stange gekoppelt drehbar auf Kunststoff-Standarten gelagert. Dazwischen findet das Modell in seiner Halterung Platz. Zur Beleuchtung im Durchlicht verwendeten wir eine Kaltlicht-Flächenleuchte. Streulicht wurde mit schwarzer Pappe, seitlich und oben die Apparatur bedeckend, zurückgehalten, um den Kontrast in den Videoaufzeichnungen zu sichern und Reflexionen auf den Glasscheiben zu vermindern. Deswegen ist es erforderlich die Versuche in einem abdunkelbaren Raum durchzuführen.

Als "Strömungskreislauf" wird hier ein System bezeichnet, dessen Aufgabe es ist, die Silicon-Modelle der Carotisbifurkation mit einer stationären Strömung zu beschicken. Um ein Fluid in Bewegung zu setzen und die entstandene Strömung zu unterhalten, ist Energie erforderlich.

Als treibende Kraft wurde ein Gasdruckgefälle gewählt: Aus einer Stickstoffflasche wurde ein Behälter, der als Reservoir für das Vanadiumpentoxid-Sol diente, mit einem konstanten Gasdruck, der über ein Präzisionsmanometer auf 2500 mm Wassersäule eingestellt wurde, beaufschlagt.

Eine schematische Darstellung findet sich in Abb. 3.20

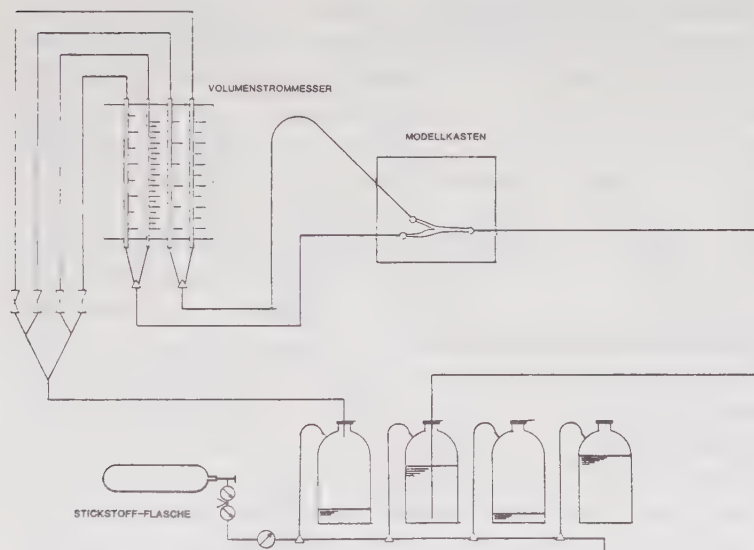


Abb. 3.20 Strömungskreislauf mit eingebautem
A.carotis-Modell

Im Sinne einer rationellen Arbeitsweise wurden die Behälter direkt nebeneinander stehend angeordnet, sodaß sie abwechselnd die Funktionen als Reservoir-, bzw. als Auffanggefäß erfüllen konnten, was durch einfaches Umstecken des Steigrohrs und des Auslaßschlauches erreicht wird.

Selbstverständlich ist auch ein Wechsel der Druckbeaufschlagung erforderlich. Die Druckeinleitung wird durch drei Dreiweghähne in einen der vier Behälter geführt.

Vermieden wird durch diese Anordnung die Notwendigkeit das Sol nach jedem Durchlauf von einem Behälter in einen anderen umzuschütten.

Alle als Leit-, Meß- und Vorratsgefäße dienenden Elemente des Versuchsaufbaus mußten im Hinblick auf die außerordentliche Empfindlichkeit des Vanadiumpentoxid-Sols (s. Abschn. 3.4.1.2.) gegen Elektrolyte, also auch Metalloberflächen, aus Kunststoff oder Glas gewählt werden.

Als Leitungen verwendeten wir Schläuche in Kalibern von 6, 8 und 10 mm aus PVC oder aus Silicon-Kautschuk. Die Reservoirbehälter mit einer Nennkapazität von 25 L, mit einem Ablasshahn versehen, waren aus Polyäthylen.

Die verwendeten Dreiweghähne, Fabrikat "BÜRKLE", aus PVDF, die Feinreguliertventile aus Borosilikatglas mit dem Ventilchieber aus PTFE. Die Volumenstrommesser aus Duran-Glasrohren von Schott. Für das Steigrohr aus dem Reservoirgefäß fand ein PVC-Rohr Verwendung. Die Vorlaufstrecke wurde mit einem Acrylglasrohr realisiert. Die Druckgasleitung bestand aus 1/4" Druckschläuchen und Dreiweghähnen aus PVDF. In die Reservoirbehälter wurden je zwei Hart-PVC Drehteile eingepaßt: Auf die Schulter des Behälters wurde mit dem einen die Druckgasleitung eingeführt, mit dem anderen wurde das Steigrohr in den Schraubverschluß eingepaßt. Vom Steigrohr führt ein PVC-Schlauch zur Vorlaufstrecke, die direkt in den Modellkasten läuft.

Die Gefäßmodelle sind mittels eines Siliconschlauches mit der Einlaufstrecke und den Auslaufstrecken verbunden. Von den beiden Auslaufstrecken führen PVC Schläuche über zwei Dreiweghähne in je zwei Schwebkörper-Volumenstrommesser mit unterschiedlichen Meßbereichen. Hinter den Volumenstrommessern wurde je ein Feinreguliertventil zur Einstellung des Durchflusses eingeschaltet. Deren Ausgangsschläuche wurden mittels Y-Stücken zu einer Abstromleitung vereinigt, die über die Bohrung im Verschluß in den als Auffanggefäß dienenden Reservoirbehälter eingeleitet wurde. Zwei Reservoirbehälter wurden für den Kreislauf mit Vanadiumpentoxid-Sol, zwei zum Spülen des Systems mit Aqua dest. benötigt.

Die Silikonmodelle wurden in einem 30 x 30 x 7 cm messenden, rechtwinkligen Acrylglaskasten montiert (Abb. 3.21.).

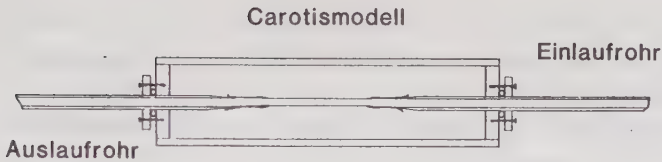


Abb. 3.21. Modellhalterung aus Acrylglas

Dies ist aus zwei Gründen wünschenswert:

Zum einen wird das recht empfindliche Modell gegen Beschädigung durch äußere, mechanische Belastung und gegen Verunreinigung geschützt, zum anderen kann das Modell in einem transparenten Behälter in eine Flüssigkeit mit angeglichenem Brechungsindex eingetaucht werden, was die Transparenz verbessert. Ohne Einbettung mit angepaßten Brechungsindizes müßte auch mit Beobachtungsfehlern gerechnet werden, da parallele Lichtstrahlen, die auf ein rundes, transparentes Rohr treffen an jeder Stelle über den Querschnitt des Rohres auf andere Einfallswinkel treffen und somit bei Eintritt in die Rohrwandung verschieden gebrochen werden (LIEPSCH 1973).

Um Ein- bzw. Auslaufteffekte zu vermeiden wurden dem Gefäßmodell eine 2 m lange Einlaufstrecke und jedem Abzweiger eine 50 cm lange Auslaufstrecke vor- bzw. nachgeschaltet.

In der Vorlaufstrecke stellt sich bei den gegebenen Versuchsbedingungen auf eine Distanz die grösser als der 10 fache Rohrdurchmesser ist eine achsenparallele, laminare Strömung ein. Dies entspricht natürlich nicht den Einlaufbedingungen in eine Halsschlagader am Menschen, denn hier stellt der Aortenbogen mit seinen Strömungsverhältnissen rechts die kürzere, links die längere "Einlaufstrecke" in die Halsschlagadern dar. Trotzdem kann die gerade Einlaufstrecke mit achsenparalleler, laminarer Strömung als realisierbare und reproduzierbare Versuchsbedingung akzeptiert werden.

Eine stabile und zudem strömungstechnisch günstige Lösung stellt die von uns angewandte Methode die Silikonmodelle in den Versuchstand einzubauen dar: Zwischen das Silikonmodell und die Acrylglasrohre die als Ein- bzw. Auslaufstrecke dienen, wird ein stabiler Silikonschlauch interponiert. Der Silikonschlauch wird mit dem gleichen Silikonkautschuk aus dem das Modell gegossen ist an das Modell anvulkanisiert (siehe Abb. 3.18.).

Prinzipiell stehen verschiedene Methoden zur Messung des Durchflusses durch ein Rohr in technischen Versuchsaufbauten zur Verfügung:

Mechanische Verfahren:	Elektrische Verfahren:
Becher-Waage-Uhr-Methode	
Drosselgeräte	Magnetinduktionsverfahren
Flügelraddurchflußmessung	Ultraschall-Doppler-Verfahren
Schwebkörpergeräte	Laser-Doppler-Anemometrie

Im vorliegenden Versuch wurden Schwebkörperdurchflußmesser von 600 mm Rohrlänge verwendet, weil deren Eignung hinsichtlich Meßbereich, Meßgenauigkeit (ca. 1% nach Liepsch 1973) und deren Material mit Rücksicht auf das Modellfluid gegeben war. Es handelt sich um Glasrohrgeräte mit Edelstahlschwimmkörpern mit einer Kalibrierung für Wasser.

Bei den Vorversuchen erwiesen sich die Edelstahlschwimmkörper jedoch als problematisch:

Das Vanadiumpentoxid-Sol begann im Turbulenzbereich an der Oberkante der Schwimmer haftende kleine Flöckchen zu bilden, was den Auftrieb der Schwimmer veränderte und so eine konstante Einstellung der Volumenströme unmöglich machte. Abhilfe wurde mit Glaskugeln passenden Kalibers geschaffen, gegen die die Edelstahlschwimmkörper ausgetauscht wurden.

Funktionsprinzip der Schwebkörperdurchflußmesser:

Wird das Meßrohr von unten nach oben mit Fluid durchströmt, so wirken auf den Schwebkörper drei Kräfte ein :

Auftrieb

Strömungswiderstand

Schwerkraft

Der Schwebkörper nimmt im Glasrohr die Position ein, wo die Schwerkraft von Auftrieb und Strömungswiderstand aufgewogen wird (BOHL 1984).

Da Schwerkraft und Auftrieb bei gegebener Messanordnung Konstanten sind, ist die Veränderung der Position des Schwebkörpers nur vom Strömungswiderstand abhängig:

Der Strömungswiderstand ist proportional zur Geschwindigkeit der Strömung, die bei konstantem Rohrdurchmesser proportional zum Durchfluß ist. Somit ist die Höhe die der Schwebkörper im Meßrohr einnimmt dem Durchfluß proportional.

Durch empirische Eichung (mittels Becher-Waage-Uhr-Methode) wird jedem Wert der Skala auf dem Meßrohr ein Durchflußmeßwert zugeordnet. Die Eichung muss für jede Flüssigkeit verschiedener Viskosität oder Dichte erneut durchgeführt werden.

Beim Einstellen eines Volumenstromes mit dem Schwebkörpermeßrohr ist gegebenenfalls auch die Temperatur in etwa der Eichtemperatur anzupassen, da Dichte und Viskosität eines Fluids temperaturabhängig sind.

3.5. Berechnung und Einstellung der Volumenströme

Die Reynoldszahl (s.Abschn. 2.2.1.) berechnet sich aus der Fließgeschwindigkeit w , dem Rohrdurchmesser d (hier dem Innendurchmesser der Communis) und der kinematischen Viskosität ν (nach Maxwell), die den Quotienten aus dynamischer Viskosität η und der Dichte des Fluids ρ darstellt.

$$Re = \frac{w * d}{\nu}$$

Die Fließgeschwindigkeit ist der Quotient aus Volumenstrom und Rohrquerschnittsfläche.

Die dynamische Viskosität η wurde mit einem Rotationsviskosimeter (Haake Rheometer) bestimmt und die Dichte ρ des verwendeten Vanadiumpentoxidsols mit einem Aräometer gemessen. Als Meßwerte wurden ermittelt:

$$\eta = 2.3 \text{ [mPa*s]}$$

$$\rho = 1030 \text{ [g/L]}$$

Als Rohrdurchmesser d wurde der Innendurchmesser der A.carotis communis zugrunde gelegt.

	44 L	66 R	100 L
d =	0.53	0.57	0.64 [cm]

Die Volumenströme, die sich aus den angegebenen Werten errechnen, zeigen die Tab. 1, 3 und 5 in der Übersicht. Im einzelnen angegeben sind Gesamtvolumenstrom F_g , Volumenstrom in der Interna F_i und Volumenstrom in der Externa F_e . Alle Werte beziehen sich auf ml/s als Einheit.

Im Vergleich dazu zeigen die Tab. 2, 4 und 6 die Volumenstromwerte die bei gleicher Reynoldszahl mit Vollblut erreicht werden müßten, damit Ähnlichkeit der Strömungen gegeben wäre. Zur Berechnung der Reynoldszahl wurde für Vollblut die repräsentative Viskosität $\eta_r = 3.6 \text{ [mPa*s]}$ zugrunde gelegt (SCHÜMMER 1969).

Tabelle 1

Volumenströme für Modell 44 L
mit Vanadiumpentoxid-Sol

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	1.84	3.69	5.54	7.39	9.24	11.09	12.94	14.79
Fi:Fe								
6:4	1.10 0.74	2.21 1.48	3.32 2.22	4.43 2.96	5.54 3.70	6.65 4.44	7.76 5.18	8.87 5.92
7:3	1.29 0.55	2.58 1.11	3.88 1.66	5.17 2.22	6.47 2.77	7.76 3.33	9.05 3.89	10.35 4.44
8:2	1.47 0.36	2.95 0.74	4.43 1.11	5.91 1.48	7.39 1.85	8.87 2.22	10.35 2.59	11.83* 2.96
9:1	1.66 0.18	3.32 0.37	4.99 0.55	6.65 0.74	8.31 0.93	9.98 1.11	11.64* 1.30	13.31* 1.48

die mit "*" bezeichneten Werte konnten im Versuch nicht realisiert werden

Tabelle 2

Volumenströme für Modell 44 L
mit Vollblut

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	2.94	5.88	8.82	11.76	14.70	17.64	20.58	23.53
Fi:Fe								
6:4	1.76 1.18	3.52 2.36	5.29 3.53	7.05 4.71	8.82 5.88	10.58 7.06	12.35 8.23	14.11 9.42
7:3	2.05 0.89	4.11 1.77	6.17 2.65	8.23 3.53	10.29 4.41	12.35 5.29	14.41 6.17	16.47 7.05
8:2	2.35 0.59	4.70 1.18	7.05 1.77	9.41 2.35	11.76 2.94	14.11 3.53	16.47 4.11	18.82 4.71
9:1	2.64 0.30	5.29 0.59	7.94 0.88	10.58 1.17	13.23 1.47	15.88 1.76	18.53 2.05	21.17 2.36

Tabelle 3

Volumenströme für Modell 66 R
mit Vanadiumpentoxid-Sol

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	1.96	3.93	5.90	7.87	9.84	11.81	13.78	15.75
Fi:Fe								
6:4	1.18	2.36	3.54	4.72	5.90	7.09	8.27	9.45
	0.79	1.57	2.36	3.15	3.94	4.72	5.51	6.30
7:3	1.37	2.75	4.13	5.51	6.89	8.27	9.65	11.03*
	0.59	1.18	1.77	2.36	2.95	3.54	4.13	4.72
8:2	1.57	3.15	4.72	6.30	7.87	9.45	11.03*	12.60*
	0.39	0.78	1.18	1.57	1.97	2.36	2.75	3.15
9:1	1.77	3.54	5.31	7.09	8.86	10.63*	12.40 *	14.18*
	0.19	0.39	0.59	0.78	0.98	1.18	1.38	1.57

die mit "*" bezeichneten Werte konnten im Versuch nicht realisiert werden

Tabelle 4

Volumenströme für Modell 66 R
mit Vollblut

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	3.13	6.26	9.40	12.53	15.66	18.80	21.93	25.06
Fi:Fe								
6:4	1.88	3.76	5.64	7.52	9.40	11.28	13.16	15.04
	1.25	2.50	3.76	5.01	6.26	7.52	8.77	10.02
7:3	2.19	4.38	6.58	8.77	10.96	13.16	15.35	17.54
	0.94	1.88	2.82	3.76	4.70	5.64	6.58	7.52
8:2	2.50	5.01	7.52	10.02	12.53	15.04	17.54	20.05
	0.63	1.25	1.88	2.51	3.13	3.76	4.39	5.01
9:1	2.82	5.64	8.46	11.28	14.10	16.92	19.74	22.56
	0.31	0.62	0.94	1.25	1.56	1.88	2.19	2.50

Tabelle 5

Volumenströme für Modell 100 L
mit Vanadiumpentoxid-Sol

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	2.21	4.42	6.63	8.84	11.05	13.27	15.48	17.69
Fi:Fe								
6:4	1.32 0.89	2.65 1.77	3.98 2.65	5.30 3.54	6.63 4.42 ^b	7.96 5.31	9.28 6.20	10.61* 7.07
7:3	1.54 0.67	3.09 1.33	4.64 1.99	6.19 2.65	7.74 3.31	9.28 3.99	10.83* 4.65	12.38* 5.31
8:2	1.76 0.45	3.53 0.89	5.30 1.33	7.07 1.77	8.84 2.21	10.61* 2.66	12.38* 3.10	14.15* 3.54
9:1	1.99 0.22	3.98 0.44	5.97 0.66	7.96 0.88	9.95 1.10	11.94* 1.33	13.93* 1.55	15.92* 1.77

Die mit "*" bezeichneten Werte konnten im Versuch nicht realisiert werden

Tabelle 6

Volumenströme für Modell 100 L
mit Vollblut

Werte in ml/s

Re	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600
Fg	3.51	7.03	10.55	14.07	17.59	21.11	24.63	28.14
Fi:Fe								
6:4	2.11 1.40	4.22 2.81	6.33 4.22	8.44 5.63	10.55 7.04	12.66 8.45	14.77 9.86	16.88 11.26
7:3	2.46 1.05	4.92 2.11	7.38 3.16	9.85 4.22	12.31 5.28	14.77 6.34	17.24 7.39	19.70 8.44
8:2	2.81 0.70	5.62 1.41	8.44 2.11	11.25 2.82	14.07 3.52	16.88 4.23	19.70 4.93	22.51 5.63
9:1	3.16 0.35	6.33 0.70	9.50 1.05	12.66 1.41	15.83 1.76	19.00 2.11	22.16 2.47	25.33 2.81

3.6. Dokumentation der Versuche

Um die mit Doppelbrechungs-Effekt optisch dargestellte Strömung auswertbar zu dokumentieren, wurde von jedem eingestellten Strömungszustand eine Szene auf Videoband aufgezeichnet.

Ein photographisches Standbild gibt bei einigen Strömungszuständen ein nur unzureichendes Bild der dargestellten Strömung wieder:

Selbst bei stationärer Strömung kommt es zu zyklischen Erscheinungen, was nach Wiedergabe der Bewegung verlangt. Auch läßt sich das Auftreten turbulenter Strömung im Standbild nur unzureichend wiedergeben (s.a.R.T.Knapp, Diskussionsbeitrag in ULLYOTT 1947)

Als photographische Ausrüstung stand eine VHS Videoanlage zur Verfügung.

Die Standbilder wurden vom Bildschirm mit einer Kleinbildkamera, Teleobjektiv ($f = 105 \text{ mm}$) und Rotfilter (zur Kontrastanhebung) auf panchromatischen Schwarz-weiß-Film fotografiert.

4. ERGEBNISSE

4.1. Dokumentation der Gefäßmodelle

4.1.1. Daten der Individuen

Die folgende tabellarische Übersicht zeigt eine Zusammenstellung der Leichendaten (s. Abschnitt 3.2.) von den Individuen, nach deren Halsschlagadern die Silikonmodelle gefertigt wurden. Als Todesursache lag in allen drei Fällen ein traumatisches Geschehen zugrunde.

Präparat	44 L	66 R	100 L
Parameter			
Geschlecht:	M	M	M
Lebensalter:	35	47	96 [Jahre]
Körpergewicht:	54	83	85 [kg]
Körperlänge:	174	175	188 [cm]
Arteriosclerose:			
Hirnbasisarterien:	0	2	2
Herzkranzgefäße:	0	0	2
Aorta:	0	0	3
Herzgewicht:	310	320	510 [g]

Legende siehe Abschnitt 3.2.2., S. 22

4.1.2. Geometrie der Modellgefäße

Im folgenden wird die Geometrie der Silikonmodelle mit denen die Experimente durchgeführt wurden durch Außenmaße, Innenmaße und Verzweigungswinkel dargestellt.

4.1.2.1. Außenmaße:

Modell 44 L, hergestellt nach dem Injektionspräparat der linken A. carotis eines 35 Jahre alt gewordenen Mannes ohne anatomisch auffällige körperliche Befunde, weist folgende Außenmaße [cm] auf:

A.carotis communis:

1	2	3	4	5
0.71	0.72	0.71	0.72	0.74

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.75	0.69	0.55	0.57

A.carotis externa:

0	1
0.60	0.68

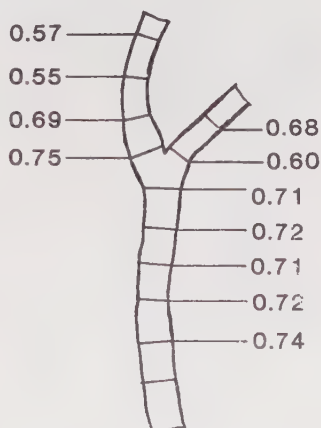


Abb. 4.1. Außenmaße Modell 44 L

Modell 66 R, hergestellt nach dem Injektionspräparat der rechten A.carotis eines 47 Jahre alt gewordenen Mannes, dessen Hirnbasisarterien bereits deutliche Innenhauteinlagerungen aufwiesen, weist folgende Außenmaße [cm] auf:

A.carotis communis:

1	2	3	4	5
0.79	0.81	0.82	0.83	0.85

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.83	0.63	0.59	0.63

A.carotis externa:

0	1
0.67	0.64

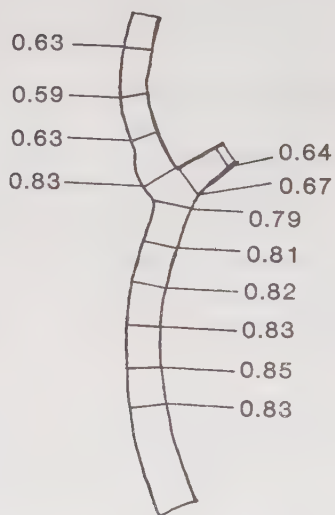


Abb. 4.2. Außenmaße Modell 66 R

Modell 100 L, hergestellt nach einem Injektionspräparat der linken A.carotis eines 96 Jahre alt gewordenen Mannes mit deutlichen Innenhauteinlagerungen in den Hirnbasisarterien und den Herzkranzgefäßen und kalkharten und exulcerierten Plaquebildungen in der Aorta, mit einem Herzgewicht von 510 g, weist folgende Außenmaße [cm] auf:

A.carotis communis:

1	2	3	4	5
0.88	0.87	0.83	0.83	0.82

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.40	0.75	0.62	0.62

A.carotis externa:

0	1
0.44	0.62

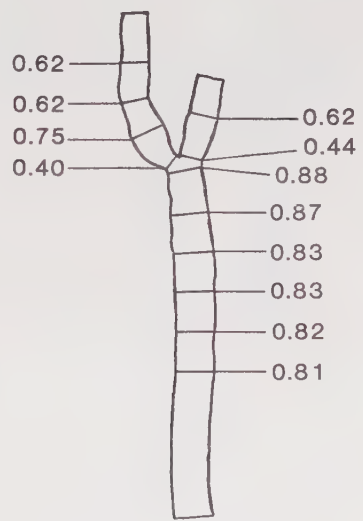


Abb. 4.3. Außenmaße Modell 100 L

4.1.2.2. Innenmaße

Modell 44 L, hergestellt nach dem Injektionspräparat der linken A. carotis eines 35 Jahre alt gewordenen gesunden Mannes, weist folgende Innenmaße [cm] auf:

A.carotis communis

1	2	3	4	5
0.85	0.57	0.53	0.50	0.52

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.59	0.44	0.40	0.37

A.carotis externa:

0	1
0.41	0.40

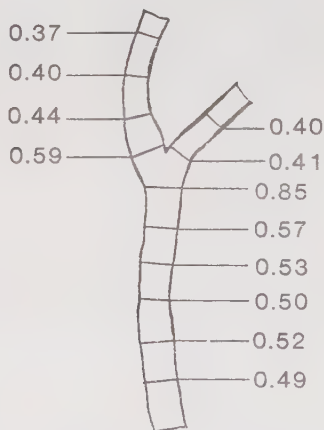


Abb. 4.4. Innenmaße Modell 44 L

Modell 66 R, hergestellt nach dem Injektionspräparat der rechten A.carotis eines 47 Jahre alt gewordenen Mannes, dessen Hirnbasisarterien bereits deutliche Innenhauteinlagerungen aufwiesen, weist folgende Innenmaße [cm] auf:

A.carotis communis:

1	2	3	4	5
0.84	0.58	0.59	0.58	0.59

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.70	0.43	0.38	0.37

A.carotis externa:

0	1
0.57	0.44

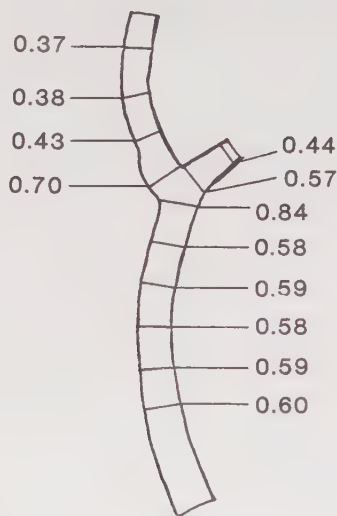


Abb. 4.5. Innenmaße Modell 66 R

Modell 100 L, hergestellt nach einem Injektionspräparat der linken A.carotis eines 96 Jahre alt gewordenen Mannes mit deutlichen Innenhauteinlagerungen in den Hirnbasisarterien und den Herzkranzgefäßen und kalkharten und exulcerierten Plaquebildungen in der Aorta, mit einem Herzgewicht von 510 g, weist folgende Innenmaße [cm] auf:

A.carotis communis:

1	2	3	4	5
0.58	0.69	-0.66	0.64	0.62

A.carotis interna:

0	1	2	3
0.21	0.32	0.34	0.42

A.carotis externa:

0	1
0.30	0.43

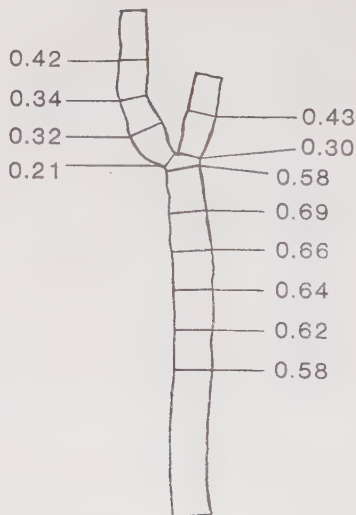


Abb. 4.6. Innenmaße Modell 100 L

4.1.2.3. Verzweigungswinkel:

Modell:	44 L	66 R	100 L
Bifurkations- winkel:	20°	45°	50°

4.1.3. Bewertung der atherosklerotischen Veränderungen:

Es folgt eine Zusammenstellung der Bewertung (Bewertungsschema s. Abschnitt 3.2.4.) der atherosklerotischen Veränderungen in den Präparaten nach denen die Gefäßmodelle hergestellt wurden.

Präparat 44 L

Region	1	2	3
Communis	0000	0000	0000
Interna	0100	0000	0000
Externa	0000	----	----

Präparat 66 R

Region	1	2	3
Communis	0120	0120	0010
Interna	0120	0220	0000
Externa	0120	0000	----

Präparat 100 L

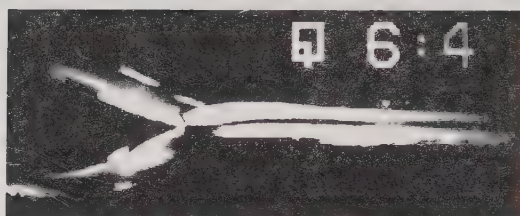
Region	1	2	3
Communis	0220	0110	0110
Interna	2230	0120	0320
Externa	0120	0000	0000

4.2. Photographische Dokumentation der Strömungsbilder

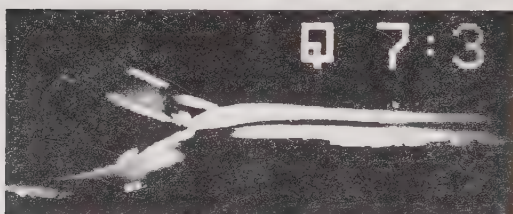
4.2.1. Modell 44 L, Tafel 1 - 8, Seiten 66 - 73

4.2.2. Modell 66 R, Tafel 9 - 15, Seiten 74 - 80

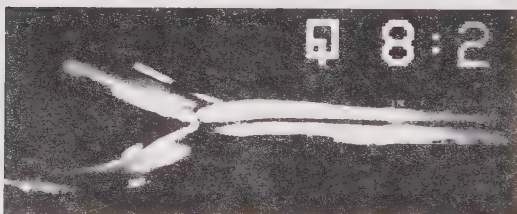
4.2.3. Modell 100 L, Tafel 16 - 21 Seiten 81 - 86



1.1 Abzweigverhältnis 6:4



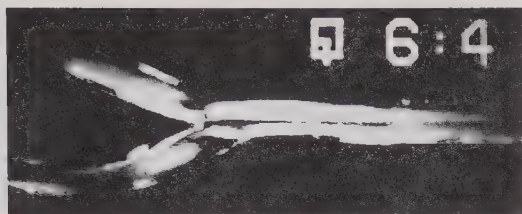
1.2 Abzweigverhältnis 7:3



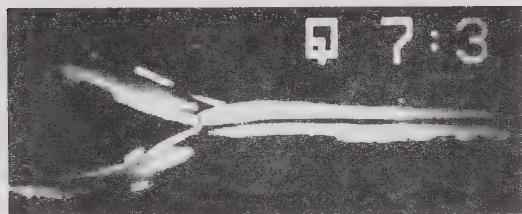
1.3 Abzweigverhältnis 8:2



1.4. Abzweigverhältnis 9:1



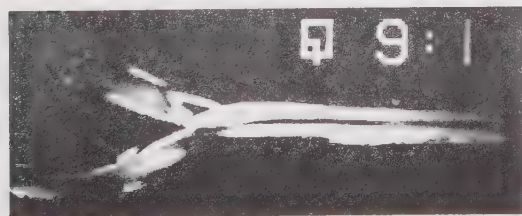
2.1 Abzweigverhältnis 6:4



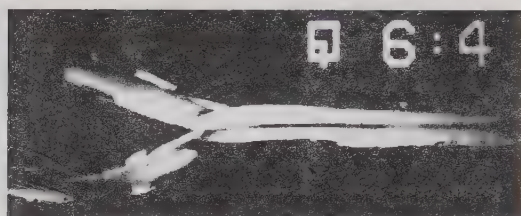
2.2 Abzweigverhältnis 7:3



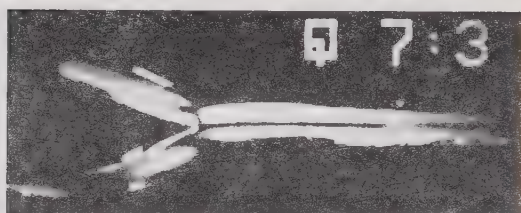
2.3 Abzweigverhältnis 8:2



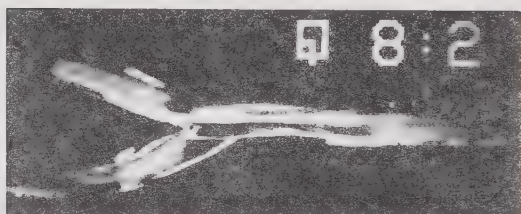
2.4. Abzweigverhältnis 9:1



3.1 Abzweigverhältnis 6:4



3.2 Abzweigverhältnis 7:3



3.3 Abzweigverhältnis 8:2



3.4. Abzweigverhältnis 9:1



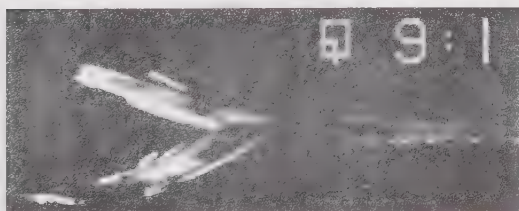
4.1 Abzweigverhältnis 6:4



4.2 Abzweigverhältnis 7:3



4.3 Abzweigverhältnis 8:2



4.4. Abzweigverhältnis 9:1



5.1 Abzweigverhältnis 6:4



5.2 Abzweigverhältnis 7:3



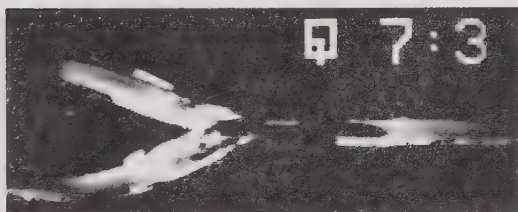
5.3 Abzweigverhältnis 8:2



5.4. Abzweigverhältnis 9:1



6.1 Abzweigverhältnis 6:4



6.2 Abzweigverhältnis 7:3



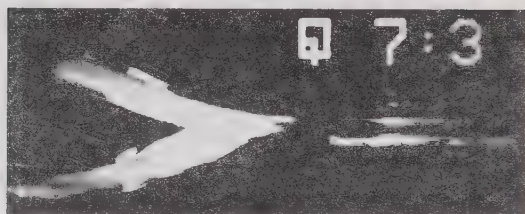
6.3 Abzweigverhältnis 8:2



6.4. Abzweigverhältnis 9:1



7.1 Abzweigverhältnis 6:4



7.2 Abzweigverhältnis 7:3



7.3 Abzweigverhältnis 8:2



8.1 Abzweigverhältnis 6:4



8.2 Abzweigverhältnis 7:3



9.1 Abzweigverhältnis 6:4



9.2 Abzweigverhältnis 7:3



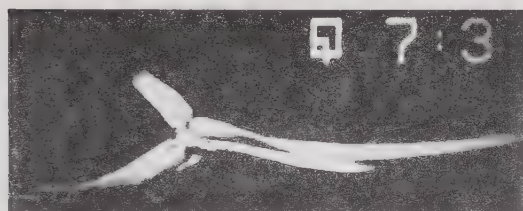
9.3 Abzweigverhältnis 8:2



9.4. Abzweigverhältnis 9:1



10.1 Abzweigverhältnis 6:4



10.2 Abzweigverhältnis 7:3



10.3 Abzweigverhältnis 8:2



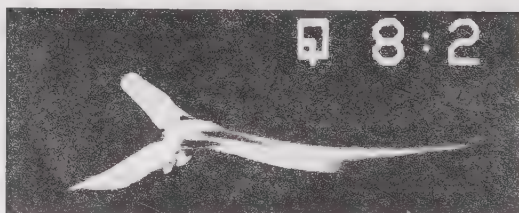
10.4. Abzweigverhältnis 9:1



11.1 Abzweigverhältnis 6:4



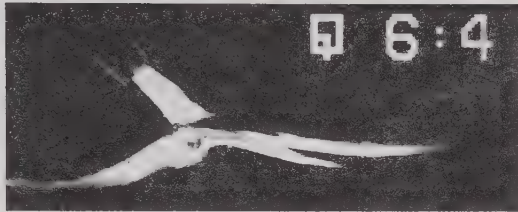
11.2 Abzweigverhältnis 7:3



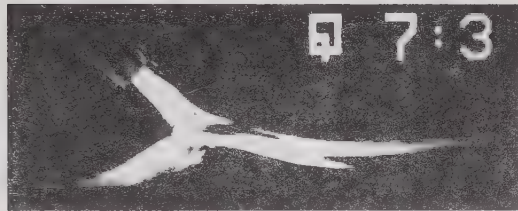
11.3 Abzweigverhältnis 8:2



11.4. Abzweigverhältnis 9:1



12.1 Abzweigverhältnis 6:4



12.2 Abzweigverhältnis 7:3



12.3 Abzweigverhältnis 8:2



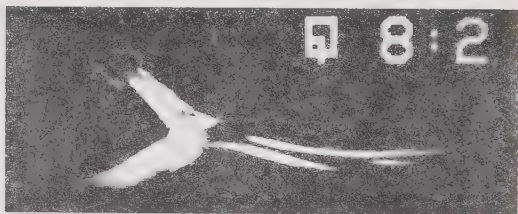
12.4. Abzweigverhältnis 9:1



13.1 Abzweigverhältnis 6:4



13.2 Abzweigverhältnis 7:3



13.3 Abzweigverhältnis 8:2



13.4. Abzweigverhältnis 9:1



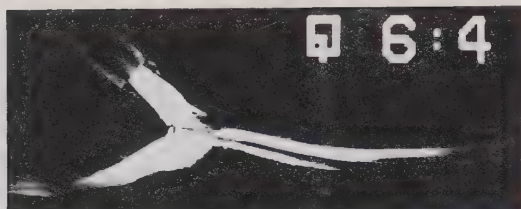
14.1 Abzweigverhältnis 6:4



14.2 Abzweigverhältnis 7:3



14.3 Abzweigverhältnis 8:2

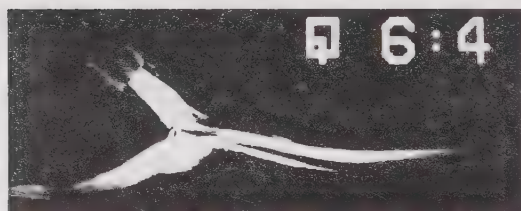


15.1 Abzweigverhältnis 6:4



15.2 Abzweigverhältnis 7:3

Reynoldszahl 1600



15.3 Abzweigverhältnis 6:4



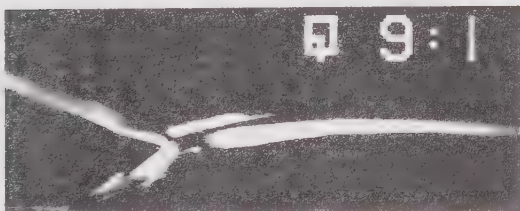
16.1 Abzweigverhältnis 6:4



16.2 Abzweigverhältnis 7:3



16.3 Abzweigverhältnis 8:2



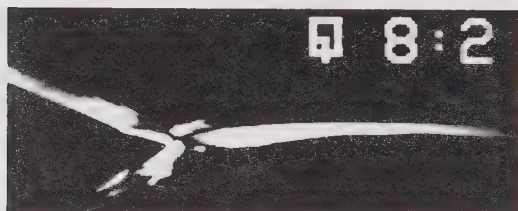
16.4. Abzweigverhältnis 9:1



17.1 Abzweigverhältnis 6:4



17.2 Abzweigverhältnis 7:3



17.3 Abzweigverhältnis 8:2



17.4. Abzweigverhältnis 9:1



18.1 Abzweigverhältnis 6:4



18.2 Abzweigverhältnis 7:3



18.3 Abzweigverhältnis 8:2



18.4. Abzweigverhältnis 9:1



19.1 Abzweigverhältnis 6:4



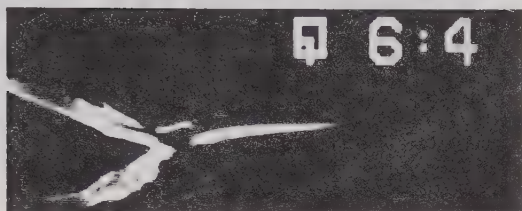
19.2 Abzweigverhältnis 7:3



19.3 Abzweigverhältnis 8:2



19.4. Abzweigverhältnis 9:1



20.1 Abzweigverhältnis 6:4



20.2 Abzweigverhältnis 7:3



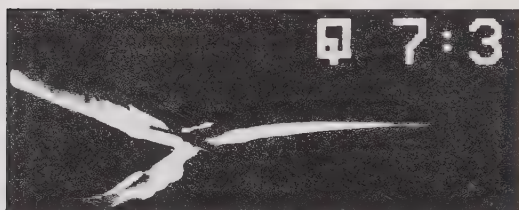
20.3 Abzweigverhältnis 8:2



20.4. Abzweigverhältnis 9:1



21.1 Abzweigverhältnis 6:4



21.2 Abzweigverhältnis 7:3

Reynoldszahl 1400



21.3 Abzweigverhältnis 6:4

4.4. Beschreibung der Strömungsbilder

Auf den Bildtafeln sind die Strömungsbilder gleicher Reynoldszahl mit den vier exemplarisch eingestellten Volumenstromverhältnissen untereinander angeordnet. Auf den Bildern sieht man vom rechten Bildrand ausgehend modellhaft als Anstromrohr die Carotis communis, etwa in Bildmitte die Bifurkation mit jeweils nach links unten abgehender Interna und nach links oben verlaufender Externa. Entsprechend verläuft die Stromrichtung des Fluids.

4.4.1. Modell 44 L

Reynoldszahl 200

Im " Anstromrohr ", entsprechend der A. carotis communis stellt sich in Rohrmitte ein zur Gefäßwand parallel verlaufender dunkler Streifen bei allen Abzweigverhältnissen dar, der sich in der Bifurkation im Apex verliert. Die lateralen Aufhellungen sind deutlich kontrastiert, die internaseitige verliert in Richtung auf die Bifurkation an Breite und geht bei allen Abzweigverhältnissen etwas unscharf in eine breite dunkle Zone über, die am lateralen Übergang der Communis in die Interna wandständig ist und bis auf einen schmalen, deutlich hellen Streifen am apikalen Beginn der Interna den gesamten Querschnitt an dieser Stelle beherrscht. Diese dunkle Formation bleibt bei allen Volumenstromverhältnissen hinsichtlich Ausdehnung und Lokalisation etwa konstant. Aus dieser dunklen, die Stömung am Eingang der Interna darstellenden Zone erwächst ein etwas dezentral in Richtung medial-apikal gelegener schwach kontrastierter dunkler Streifen, der sich als solcher in einer stark kontrastierten ausgedehnten Zone verliert, die breitbasig von der lateralen Wand ihren Ursprung nimmt und in Richtung auf die Gefäßachse in einen achsenparallelen feinen dunklen Streifen im Auslaufrohr mündet. Die Strömungsbilder der Interna sind über alle Abzweigverhältnisse etwa konstant.

An der Außenwand externaseitig kommt es im Übergang zwischen communis und externa zur Ausbildung eines dreieckförmigen dunklen Zwickels, der seinen Ausgang von der Außenwand der Bifurkation nimmt und sich bogig über den gesamten Querschnitt wölbt. Diese dunkle Zone wird auf beiden Seiten lateralwärts von deutlichen Aufhellungen begrenzt. Diese seitlichen Aufhellungen sind bei den Abzeigverhältnissen $Q = 7:3$ und $Q = 9:1$ besonders hell kontrastiert. Bei Abzeigverhältnissen $Q = 6:4$ zeigt sich eine zentrale Aufhellung am Beginn der Externa angedeutet, bei $Q = 8:2$ ausgeprägt in den Verlauf der Externa reichend.

Reynoldszahl 400

In diesem Geschwindigkeitsbereich zeigen sich qualitativ die gleichen Phänomene wie bei Re 200. So sind sich sowohl die Strömungsbilder der Abzweigverhältnisse $Q = 7:3$ bei Re 400 und $Q = 8:2$ bei Re 200 als auch die von $Q = 8:2$ bei Re 400 und $Q = 9:1$ bei Re 200 nahezu gleich. Bei $Q = 6:4$ fällt eine besonders breitbasige und kontrastreiche Dunkelzone an der externaseitigen lateralen Wand am Übergang der Communis in die Externa auf. Der mittelständige deutliche Dunkelstreifen der Communis zieht als feine Linie im Apexbereich der Bifurkation nahe der medialen Wand in die Interna, bei $Q = 6:4$ deutlich von dem ausgedehnten dunklen Strömungsfeld am Beginn der Interna auf der lateralen Wand im Bereich des Bulbus abgegrenzt.

Reynoldszahl 600

Die Strömungsbilder sind im unteren Bereich des Abzweigverhältnisses bei $Q = 6:4$ und $7:3$ den bei Re 200 und 400 beobachteten vergleichbar. Jedoch sind die lateralen Dunkelzonen schärfer im Kontrast von den hellen Feldern abgesetzt, was in einer gestreckteren Form resultiert und die medial-apikalen Komponenten der Dunkelfelder am Eingang in die Abzweiger deutlich hervortreten läßt.

Externaseitig entspringt ein, wenn auch nur angedeuteter zentraler, achsenparalleler Dunkelstreifen aus dem feinbogi-

gen Dunkelfeld am Eingang.

Im oberen Bereich des Abzweigverhältnisses bei $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ stellen sich zwei qualitativ neue Phänomene ein: Der achsenparallele zentrale Dunkelstreifen in der Communis verliert zunächst deutlich an Breite und Kontrast und weicht einer zentralen Aufhellung. Das Dunkelfeld am Eingang zur Interna wird von einem helleren Streifen durchzogen, der mit einem vom Apex her kommenden ebensolchen vereint etwas nach medial exzentrisch in der Interna nach distal verläuft.

Reynoldszahl 800

Was sich im oberen Bereich des Abzweigverhältnisses bereits bei $Re\ 600$ deutlich abzeichnete, wird bei $Re\ 800$ zum beherrschenden Phänomen: Die Verteilung der Transparenz in der Communis erfährt quasi eine Umkehrung. Statt des zentralen Dunkelstreifens erscheint ein heller, deutlich im jetzt dunklen Mantelfeld des Strömungsbildes kontrastierter Streifen.

Im Bifurkationsbereich weitet sich der helle Zentralstreifen der Communis externaseitig zu einem hellen Feld, das, unterbrochen von einem dunklen Fleck am Beginn der Externa, das Strömungsbild in der Externa beherrscht. Hier findet man über alle Abzweigverhältnisse sehr ähnliche Formationen, ein zentraler Dunkelstreifen findet sich andeutungsweise. Internaseitig reicht die dunkle Mantelzone in der Communis bis zum Apex der Bifurkation und läuft etwa in der Mitte des Bulbus zentral gelegen in eine schwach kontrastierte Mittellinie in der Interna aus.

Im Experiment, dokumentiert im Video, tritt ab einem Abzweigverhältnis von $Q = 7:3$ eine rhythmisch pulsierende Bewegung im Strömungsbild der Interna auf.

Reynoldszahl 1000

Gegenüber den unteren Reynoldszahlen fällt auch hier wieder die Umkehrung der Helligkeitsverteilung in der Communis auf. Im unteren Bereich der Abzweigverhältnisse $Q = 7:3$ und $Q = 6:4$ zeigen sich am Eingang in die Abzweigungen wieder die

Dunkelfelder, die in feine, schwach kontrastierte dunkle Linien, zentral gelegen, auslaufen.

Die beiden oberen Abzweigverhältnisse $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ bieten dieder ein deutliches Bewegungsphänomen im Video. Ein im Stehbild als wolkig, flockige hell-dunkel Verteilung zur Darstellung kommende Strömung imponiert im Experiment und in der Videoaufzeichnung als lebhaft, örtlich und zeitlich ungeordnete Bewegung im Fluid. Bei $Q = 8:2$ beginnt diese am Ende, bei $Q = 9:1$ bereits in der Mitte des Bulbus der Interna, sie endet eine kurze Strecke weiter in einem dunklen Feld mit angedeuteter, zentraler Aufhellungslinie.

Reynoldszahl 1200

Die gleichen Phänomene wie bei $Re = 1000$ kommen beim Abzweigverhältnis $Q = 6:4$ zur Darstellung, wenngleich in teils wesentlich deutlicherer Ausprägung. Die zentrale Aufhellungslinie der Communisströmung ist gegenüber $Re = 1000$ verbreitert, das Dunkelfeld am Beginn des Bulbus der interna von hellen Strömungszügen aufgelockert. Das dunkle Mantelfeld der Communisströmung reicht, unterbrochen von einem hellen, der Communiswand parallelen Streifen, in den Anfangsteil der Externa hinein. Die Strömung der Externa zeichnet sich in einem hellen Mantelfeld mit verwaschenem Zentralstreifen ab. Im Experiment und im Video sieht man eine Zunahme der rhythmischen Pulsation im Hinblick auf Ausdehnung und Intensität.

Bereits bei einem Abzweigverhältnis von $Q = 7:3$ nimmt im Bulbus der Interna die Abgrenzbarkeit heller und dunkler Elemente des Strömungsbildes ab. Deutlich am Ende des Bulbus und eine Strecke weit in die Interna reichend sieht man wieder eine wolkig verwaschene Grauverteilung, wie bei $Re 1000$ schon beschrieben.

Beim Abzweigverhältnis $Q = 8:2$ eine deutliche Zunahme dieses Phänomens, aber bei noch abgrenzbaren Dunkelfeldern am Eingang in die Abzweiger.

Ein dunkles Mantelfeld mit sehr feiner heller Zentrallinie findet sich beim Abzweigverhältnis $Q = 9:1$. Diese Formation verstreicht bereits am Beginn der Bifurkation in ein helles Feld mit wolkigen, grauen Einsprengungen, das sich in den

Anfangsteil der Abzweiger erstreckt. Eine kurze Strecke distal des Bulbus erscheint wieder einen flächenhaft abgrenzbare Hell-Dunkel-Verteilung. In der Externa ist das Helligkeitsverteilungsmuster weniger wolkig-verwaschen wie in der externa als vielmehr eher streifig, ohne daß sich jedoch ein dunkler Streifen abgrenzen ließe.

Im Video ist der Bifurkationsbereich von einem hell flimmernden, inkonstanten Bewegungsmuster gekennzeichnet.

Reynoldszahl 1400

Beim Abzweigverhältnis $Q = 6:4$ ist bereits das Strömungsbild der Communis weitgehend von einem im Standbild wolkig verwaschenen, aber sehr hellem Muster gekennzeichnet, das sich im Video als zeitlich inkonstant erweist: Eine flimmernd unruhige Bewegung über den gesamten Gefäßquerschnitt. Ähnlich ausgeprägt ist das Bild bei $Q = 7:3$ und $Q = 8:2$, wobei sich in der Communis ein dunkles Mantelfeld vom hellen Zentralstreifen abgrenzen läßt.

Reynoldszahl 1600

Im höchsten Geschwindigkeitsbereich stellen sich bei Abzweigverhältnissen von $Q = 6:4$ und $Q = 7:3$ etwa identische Bilder dar. Im Bereich der Bifurkation und der Abzweiger sieht man die gleichen Verhältnisse wie bei $Re = 1400$, jedoch wird das deutlich vom hellen Zentralstreifen abgesetzte, dunkle Mantelfeld bereits im distalen Anteil der Communis von einem hellen Feld mit schwach kontrastierter dunkler Streifung abgelöst.

4.4.2. Modell 66 R

Reynoldszahl 200

Der bogige Verlauf des dunklen Zentralstreifens ist durch eine wechselnde Zentrierung im hellen Mantelfeld des Strömungsbildes der Communis gekennzeichnet. Am Beginn der Abzweiger sieht man, konstant in allen Abstromverhältnissen, dunkle Zwickelbildungen mit Basis an der lateralen Wand von Interna bzw. Externa. Der in der Communis deutliche, dunkle Zentralstreifen setzt sich schwach kontrastiert, etwas nach medial-apikal dezentriert bis in den Internabulbus fort.

Reynoldszahl 400

Bei allen Abzweigverhältnissen resultieren auch hier etwa gleiche Stömungsbilder, die sich von denen bei $Re = 200$ durch einen feineren Zentralstreifen, der weniger zum hellen Mantelfeld kontrastiert, und durch eine bogig verlaufende Abdunkelung am Eingang in die Externa unterscheidet.

Reynoldszahl 600

Der dunkle Zentralstreifen der Communis, erst in der zweiten Hälfte ihres Verlaufs als solcher ausgeprägt, zeigt noch weniger Kontrast als bei $Re = 400$, ist aber bei den oberen Abzweigverhältnissen $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ deutlich in zwei Anteile aufgespalten. Einen aus dem Dunkelfeld der ersten Hälfte des Communisverlaufs entspringenden zarten Streifen sieht man ein Dunkelfeld am Eingang der Communis durchziehend etwa zentral im Bulbus der Interna auslaufen. Der andere entspringt aus der hellen Hälfte des Strömungsfeldes im zentralwärts gelegenen Anteil der Communis, verbreitert sich deutlich am Beginn der Bifurkation externaseitig gelegen und läuft in zwei Anteile in die Interna. Der lateral-apikal gelegene verläuft wandnah und läßt sich nicht über den Bulbus hinaus verfolgen, der etwa zentral verlaufende vereinigt sich am Eintritt in die Interna mit dem aus dem Dunkelfeld

der Communis kommenden.

Sehr ähnlich sind sich die hier zarten Dunkelfelder am Eingang in die Externa bei den Abstromverhältnissen $Q = 6:4$, $Q = 7:3$ und $Q = 8:2$. Recht breitbasig entspringt dieser Streifen von der lateralen Wand der Externa und verläuft etwas stromabwärts ausgezipfelt senkrecht über das Gefäßlumen zur gegenüberliegenden Wand. Die Strömungsmuster in den Abzweigern sind über alle Abstromverhältnisse hin etwa gleich.

Reynoldszahl 800

Qualitativ sind die Strömungsbilder der Communis hier nicht sehr deutlich von den bei $Re = 600$ unterschieden. Die dunklen Zentrallinien sind stärker ausgeprägt, verlaufen aber in oben beschriebener Weise. Am Eingang der Externa tritt die dunkle Zone zwickelförmig am deutlichsten bei den Abstromverhältnissen $Q = 7:3$ und $Q = 8:2$ hervor. Im weiteren Verlauf der Externa sieht man ein leicht streifiges, wenig kontrastiertes Strömungsbild.

Das Strömungsbild im Bulbus der Interna ist im unteren Bereich der Abstromverhältnisse $Q = 6:4$ und $Q = 7:3$ ebenfalls durch streifig-fädige Anteile gekennzeichnet, im Gegensatz zum oberen Bereich von $Q = 8:2$ und besonders $Q = 9:1$, wo ein wolkg-verwaschenes Muster im Stehbild und rhythmische, zeitlich und örtlich geordnete Bewegung im Experiment und in der Videoaufzeichnung auftritt.

Reynoldszahl 1000

Der Verlauf der dunklen Zentrallinien mit ihren Verbreiterungen bleibt auch in diesem Geschwindigkeitsbereich erhalten, doch erfahren Kontrast und Breite eine Vergrößerung. Die dunkle Zone in der Bifurkation, in die die dunkle Zentrallinie der Communis übergeht, verschiebt sich mit steigendem Abzweigverhältnis mehr in die Communis hinein. Der Eingang der Externa ist lateral von einem dunklen Zwickel besetzt, der sich mit steigendem Abzweigverhältnis vergrößert.

Das Strömungsmuster in der Externa ist von streifig-fädigen Formen bei schwacher Kontrastierung gekennzeichnet.

Ein wolkig-verwaschenes Strömungsmuster im Stehbild ist in der Interna beim Abzweigverhältnis $Q = 6:4$ erst am Ende des Bulbus auf einer kurzen Strecke erkennbar, nimmt mit steigendem Abstromverhältnis zu und füllt bei $Q = 9:1$ den gesamten Bulbus mit Ausnahme des lateralen Anfangsteils.

Im bewegten Bild erkennt man bei den unteren Abzweigverhältnissen rhythmische, zeitlich und örtlich geordnete Bewegung im Bereich der lateralen Dunkelzonen am Eingang in die Abzweiger. Bei $Q = 9:1$ sistiert diese pulsatile Bewegung. Am Ende des Bulbus zeigt sich jedoch ein hell flimmerndes Bewegungsmuster.

Reynoldszahl 1200

Eine ausgeprägte dunkle Zentrallinie, abschnittsweise stark vom hellen Mantelfeld kontrastiert zieht im Verlauf der Interna durch Verbreiterungen teilweise wandständig und das Mantelfeld verdrängend in eine dunkle Zone direkt vor der Bifurkation. Dort bleibt bei den Abstromverhältnissen $Q = 6:4$ und $Q = 7:3$ eine vergleichsweise feine dunkle Linie, jedoch gut kontrastiert im Verlauf auf den Apex erhalten und teilt sich, um nach einer kurzen Strecke fast wandständigen Verlaufs, in Externa und Interna auszulaufen.

Die Dunkelfelder lateral am Eingang der Externa sind hier schwach und wenig kontrastiert und nur angedeutet zwickelförmig ausgeprägt. In der Externa findet man einen jedoch recht schwach kontrastierten Zentralstreifen, niemals aber im gesamten Verlauf des Gefäßes zu verfolgen.

Das Strömungsbild der Interna zeigt auch schon bei kleinen Abzweigverhältnissen helle, wolkig-verwaschene Züge im Stehbild und lebhaft, zeitlich und örtlich ungeordnete Bewegung im Experiment und der Videoaufzeichnung. Ausgespart von diesem Muster bleibt wiederum der laterale, bifurkationsnahe gelegene Anteil des Bulbus, in dem dunkle, kurvig-bogige Linien ein helles Feld kontrastieren. Im Video ist der Formation wieder eine rhythmische Bewegung eigen.

Reynoldszahl 1400

Der zentrale Dunkelstreifen der Communis verhält sich wie bei Re 1200 beschrieben und läuft in einem am Ende der Communis gelegenen durch helle Streifen aufgelockerten Dunkel-feld aus.

An den lateralen Anfangsabschnitten von Externa und Interna finden sich beim Abzweigverhältnis von $Q = 6:4$ angedeutet, bei $Q = 7:3$ ausgeprägt Zonen in denen sich das Strömungsbild aus kurvigen und bogigen Elementen zusammensetzt. Im Video erkennt man rhythmische Bewegung in diesen Abschnitten. zeitlich und örtlich ungeordnete, als helles Flimmern imponierende lebhaftete Bewegung erkennt man im restlichen Bulbusbereich. Im Stehbild imponiert ein wolkig-flockiges Muster.

Reynoldszahl 1600

Für $Re = 1600$ ergibt sich im einzigen unter den gegebenen Versuchsbedingungen einstellbaren Volumenströmen durchgeführten Versuchs beinahe dasselbe Strömungsmuster wie bei $Re = 1400$ beschrieben. Im Video fällt lediglich die höhere Geschwindigkeit auf.

4.4.3. Modell 100L

Reynoldszahl 200

Die herznahen Antreile der Communis, etwa zwei drittel der Gesamtlänge, sind durch ein Strömungsbild gekennzeichnet, das einer Hälfte des Lumens ein helles, der anderen ein dunkles Feld zuweist. Im restlichen bifurkationsseitigen Drittel erkennt man bei allen Abzweigverhältnissen einen zentralen Dunkelstreifen, der von einem wenig kontrastierten hellen Mantelfeld umgeben wird.

Dieser dunkle Zentralstreifen geht externaseitig in ein wandständiges Dunkelfeld über, das eine Strecke in die Externa reichend einen schwach kontrastierten dunklen Zentralstreifen bildet.

In der Interna findet sich, von der lateralen Wand der Stenose ausgehend, ein schwach kontrastierter dunkler Streifen, der sich nach kurzem etwa zentralem Verlauf in einem lateral wandständigen Dunkelfeld der Interna verliert.

Im weiteren Verlauf nach medial ziehend gewinnt dieses Dunkelfeld an Kontrast und zieht bei unveränderter Deckung nun eher der medialen Wand anliegend bis in das Abstromrohr.

Reynoldszahl 400

Bei $Re = 400$ erstreckt sich die scharfe Teilung der Communis in einen hellen und einen dunklen Anteil näher an die Bifurkation heran. Die Änderung des Volumenstromverhältnisses bringt nur wenig Variation im Strömungsbild. Qualitativ sind sich die Strömungsbilder von $Re = 200$ und $Re = 400$ sehr ähnlich.

Externaseitig sieht man im unteren Bereich der Abzweigverhältnisse einen relativ deutlichen dunklen Zentralstreifen, der im oberen Bereich der Abzweigverhältnisse nur schwach kontrastiert erkennbar bleibt.

Im Bereich der Interna tritt eine rhythmisch pulsierende Bewegung oberhalb eines Abzweigverhältnisses von $Q = 8:2$ auf.

Reynoldszahl 600

Im unteren Bereich des Abzweigverhältnisses bei $Q = 6:4$ ist das Strömungsbild weiterhin scharf in einen sehr hellen und einen sehr dunklen Bezirk etwa mittig unterteilt. Die höheren Abzweigverhältnisse bieten ein anderes Bild in der Communis: Ein breiter dunkler etwa zentral gelegener Streifen wird von einem schütter-streifigen Mantelfeld nur schwach kontrastiert, sodaß er nur undeutlich zur Darstellung kommt. Externaseitig findet sich ein wandständiges Dunkelfeld lateral am Abgang der Externa, aus dem sich ein zart kontrastierter Dunkelstreifen etwa zentral gelegen in die Externa ableitet. Dieser ist, deutlich bei $Q = 6:4$ erkennbar doppelt angelegt.

In der Interna sieht man eingangs im Bereich der Stenose und dahinter ein sehr helles Strömungsfeld, dessen Muster sich mit steigendem Abzweigverhältnis zunehmend wolkig streifig gestaltet, dessen Bewegung im Experiment und im Video sich als rhythmisch pulsierend erweist, bei Abzweigverhältnissen oberhalb von $Q = 7:2$ jedoch zunehmend ungeordnet flimmernde Elemente im distalen Bulbusbereich einbezieht. Ein etwas verwaschen begrenztes Dunkelfeld findet sich der medialen Wand etwa in der Mitte des Bulbus, aus dem bei $Q = 6:4$ ein zentraler Dunkelstreifen hervorgeht, der sich nach kurzem Verlauf verliert. Bei den höheren Abzweigverhältnissen ist das Bild der Interna distal des Bulbus von einem trüb homogenen Muster gegeben.

Reynoldszahl 800

Ähnlich dem Strömungsbild der Communis bei Re 600 findet man ein bei allen Abzweigverhältnissen ähnliches Bild mit einem nur undeutlich und nur streckenweise konturierten, zentralen Dunkelstreifen, der sich in ein internaseitig wandständiges Dunkelfeld erstreckt. Ein deutlich kontrastierter dunkler Zentralstreifen zeigt sich, besonders deutlich bei Abzweigverhältnis $Q = 6:4$, im Anfangsteil der Externa, der sich aus dem lateral wandständigen Dunkelfeld am Abgang ergibt. Nach kurzem Verlauf verblaßt dieser im schütter strukturierten Hellfeld der Externa.

Die Interna ist von einem etwas verwaschenen Strömungsmuster beherrscht. Zentral in der Stenose gelegen zeigt sich bei den Abzweigverhältnissen von $Q = 7:3$, $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ eine fransig von einem hellen Mantelfeld begrenzte dunkle Rautenform, die man bei $Q = 6:4$ nicht findet. Im Bulbus sieht man bei allen Abzweigverhältnissen ein wolzig-verwaschenes Muster, das sich im Experiment und im Video als rhythmisch pulsierend, mit steigendem Abstromverhältnis jedoch zunehmend als ungeordnet flimmernd erweist.

Reynoldszahl 1000

Eine Abgrenzung des dunklen Zentralstreifens ist im Standbild nicht möglich, Im Experiment war er jedoch deutlich, im Video gerade noch darstellbar. Das internaseitig wandständige Dunkelfeld rückt hier etwas von der Bifurkation weg in die Communis hinein. Im unteren Bereich der Abstromverhältnisse bei $Q = 6:4$ und $Q = 7:3$ behält dieses Anschluß an das dunkle Eingangsfeld der Externa, das einen deutlich kontrastierten Zentralstreifen bildet, der sich nach kurzem Verlauf in einem verwaschenen Hellfeld verliert.

Im oberen Bereich der Abzweigverhältnisse bei $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ findet sich am Eingang der Externa ein triangelförmig schlankes und deutlich kontrastiertes Dunkelfeld, das in einen der medial, apikalen Wand nah verlaufenden Dunkelstreifen mündet.

In der Interna im Bereich der Stenose zeigt sich ein mit steigendem Abzweigverhältnis sich deutlicher abzeichnendes rautenförmiges Dunkelfeld, wie auch bei Re 800 beschrieben. Im poststenotischen Bereich sieht man, bei allen Abzweigverhältnissen etwa gleich ausgeprägt, ein wolzig verwaschenes Muster im Stehbild, das im Experiment und im Video rhythmische, mit steigendem Abstromverhältnis zunehmend flimmern-de Bewegung aufwies.

Im weiteren Verlauf der Interna herrscht ein unstrukturierteres trüb homogenes Strömungsbild.

Reynoldszahl 1200

Die Strömungsbilder der beiden im Experiment realisierbaren Abzeigverhältnisse sind sich sehr ähnlich und gleichen den entsprechenden bei Re 1000.

Reynoldszahl 1400

Hier findet man im Unterschied zu den beschriebenen Bildern bei kleineren Reynoldszahlen eine dunkle Zone im poststenotischen Bereich der Interna, die mit Ausnahme schmaler Randbezirke den gesamten Bulbus ausfüllt.

Reynoldszahl 1600

Der Versuchsaufbau ließ eine kontrollierbare Einstellung der Volumenströme in diesem Geschinigkeitsbereich nicht mehr zu. Geeignete Volumenstrommesser standen nicht zur Verfügung.

4.4. Interpretation der Strömungsbilder

Auf die Darstellung der Strömungsdoppelbrechung in Abschnitt 2.3. zurückgreifend, lassen sich dunkle Zonen im Strömungsbild als Orte mit niedrigen Schergeschwindigkeiten, helle Zonen als Orte größerer Schergeschwindigkeiten im "integralen" Schergeschwindigkeitsprofil über den Querschnitt senkrecht zur Flußrichtung und senkrecht zur Ebene des photographischen Bildes deuten. Es sei daran erinnert, daß kleine Schergeschwindigkeiten an den Minima und an den Maxima des Fließgeschwindigkeitsprofils vorkommen. In Umkehrung läßt sich somit aus einer dunklen Linie oder Fläche im Strömungsbild lediglich auf eine Singularität im Profil der Fließgeschwindigkeit schließen.

Eine Betrachtung des parabelförmigen Fließgeschwindigkeitsprofils für zylindrische Rohre in Abb. 2.4. läßt an der Rohrwand, ein Ort mit kleinen Fließgeschwindigkeiten, hohe Differentialgeschwindigkeiten und damit hohe Scherkräfte, in der Rohrmitte, ein Ort mit hohen Fließgeschwindigkeiten, kleine Differentialgeschwindigkeiten und damit niedrige Scherkräfte erwarten. Helle Regionen wandnah und eine dunkle Zone in Rohrmitte wären das erwartete Strömungsbild bei achsenparalleler, laminarer Strömung im geraden Rohr.

4.4.1. Communis

Im unteren Bereich der Strömungsgeschwindigkeiten, bei den Modellen 44 L und 66 R bis hin zu Reynoldszahlen von $Re = 600$, beim Modell 100 L bis $Re = 400$ sieht man in der Communis den dunklen Zentralstreifen als Ausdruck einer ungestörten laminaren Strömung. Bei den Modellen 66 R und 100 L ist seine bezüglich der Rohrmitte exzentrische Lage durch den gebogenen Verlauf des Gefäßes und die darin herrschende Krümmerströmung bedingt (s. TRUCKENBRODT 1983).

Deutlich zeigt sich eine Änderung dieses Strömungsmusters beim Modell 44 L und beim Modell 66 R schon in den beiden oberen Abzweigverhältnissen $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ bei $Re = 600$. Diese Beobachtung dürfte einer immer noch laminaren Strömung entsprechen, deren Strömungsgeschwindigkeitsprofil aber, bedingt durch die nicht streng zylindrische Form und den nicht linearen Verlauf des Gefäßmodells, nun deutlich vom parabelförmigen eines geraden, zylindrischen Rohres abweichen müßte.

Beim Modell 100 L findet in diesem Bereich auch eine Änderung des Strömungsmusters statt, ist aber wegen des ausge dehnten Dunkelfeldes nicht ausreichend beurteilbar.

Im oberen Bereich der dargestellten Geschwindigkeiten kommt ein lebhaft flimmerndes, sehr helles Strömungsmuster bereits in der Communis zur Darstellung. Diese Phänomen wechselt sich nicht rhythmisch oder zeitlich konstant mit einem geformten Strömungsmuster ab, sondern erfaßt plötzlich einsetzend und ebenso wieder abbrechend den gesamten Gefäßquerschnitt. So stellt sich der Umschlagsbereich zwischen laminarer und turbulenter Strömung dar.

4.4.2. Bifurkationsbereich

4.4.2.1. Interna

Der lateralen Wand des Bulbus anliegend und sich etwa bis in Gefäßmitte erstreckend findet sich im Eingangsbereich in die Interna beim Modell 44 L bis $Re = 1200$ und beim Modell 66 R bis $Re = 800$ eine etwa konstant lokalisierte, in ihrer Konfiguration und Ausdehnung bei beiden Modellen verschieden ausgeprägte, dunkle Zone, also ein Strömungsfeld, das über der Querschnitt "integral" den Effekt niedriger Schergeschwindigkeiten wiedergibt.

Der weitere Verlauf der Interna ist im Strömungsbild von einer dunklen Linie, im Bulbusbereich etwa zentral gelegen, weiter distal dann im Krümmerbereich der lateralen Wand

anliegend gekennzeichnet. Für die Modelle 44 L und 66 R gilt dies für Reynoldszahlen von $Re = 200$ und $Re = 400$. Im Geschwindigkeitsbereich von $Re = 600$ bis 1000 und bei $Re = 1200$ für Abzweigverhältnisse $Q = 6:4$ und $Q = 7:3$ wird die dunkle "Zentrallinie" in mehrere aufgeteilt, was einer vom parabelförmigen Querschnitt differenter Ausprägung des Fließgeschwindigkeiten - Profils entspricht.

Dieses hat hier mehrere lokale Maxima über den Querschnitt. Im Fließgeschwindigkeitsbereich von $Re = 1200$ bei den Abzweigverhältnissen von $Q = 8:2$ und $Q = 9:1$ und bei den höheren Geschwindigkeiten zeigt sich das lebhaft bewegliche, sehr helle Strömungsphänomen, das wir als Turbulenz ansehen. Hier ist die Turbulenz zeitlich konstant und nicht mit Phänomenen laminarer Strömung abgewechselt anzutreffen.

Mit dem Modell 100 L erhält man ein wandständiges Dunkelfeld in der Bifurkation noch im Anteil der Communis vor dem Abgang der Interna gelegen, etwa konstant in Ausdehnung und Konfiguration für alle Geschwindigkeitsbereiche und Abzweigverhältnisse. Als dunkler Bezirk ist das ein Bereich niedriger Schergeschwindigkeiten.

Als Bereich mit hoher Schergeschwindigkeit imponiert der folgende, als Stenose bezeichnete Abschnitt der Interna:

Die Einstellungen bei $Re = 200$ und $Re = 400$ zeichnen sich durch ein helles Strömungsbild in diesem Bereich aus. Deutlich ausgeprägt ist ein dunkler Zentralstreifen, ein Minimum der Schergeschwindigkeitsverteilung wiedergebend, ab einer Geschwindigkeit von etwa $Re = 600$. Für Werte der Reynoldszahl von 200 bis 600 findet sich im poststenotischen Bulbus an der Stelle seiner größten Weite ein den ganzen Querschnitt durchmessendes Dunkelfeld, das distalwärts in einen zentral im Gefäß liegenden Dunkelstreifen mündet. Dieser legt sich im weiteren (Krümmer-) Verlauf nach distal hin der lateralen Wand an. Im oberen Geschwindigkeitsbereich ab $Re=800$ zeigt sich im gesamten Bulbusbereich das zunehmend verwaschene Strömungsmuster im Stehbild und die zunehmend flimmernde Bewegung im Video als Zeichen gestörter laminarer Strömung bei $Re = 1000$ und $Re = 1200$.

4.4.2.2. Externa

Der Abgang der Externa wird bei Verwendung der Modelle 44 L und 66 R in den unteren Geschwindigkeitsbereichen bis $Re = 600$ zur Communis hin von einem quer zur Gefäßachse orientierten dunklen Streifen abgeschlossen. Aus dieser bei 44 L als Zwickel ausgeprägten Formation gehen dort, nicht systematisch ausgeprägt, dunkle achsenparallel verlaufende Linien hervor, die Minima der Schergeschwindigkeitsverteilung und damit in diesem Fall die Maxima der Fließgeschwindigkeit wiedergebend. Oberhalb einer Reynoldszahl von $Re = 1200$ finden sich deutlich ausgeprägt die Zeichen turbulenter Strömung.

Nur zart kontrastiert und im Stehbild kaum erkennbar findet sich eine achsenparallele Linienbildung bei den Versuchen mit Modell 66 R im unteren Bereich der Reynoldszahlen.

Mehr oder weniger deutlich zeichnet sich diese Formation im Modell 100 ab. Die Einstellung von Reynoldszahlen über 1000 bedingt Turbulenz auch im Bereich der Externa.

Bei allen drei Modellen findet sich jeweils eine an der lateralen Wand gegenüber der Interna-Abzweigung gelegen eine dunkle Zone, deren Ausdehnung im Modell 44 L im mittleren Bereich der Reynoldszahlen von $Re = 600$ bis $Re = 1000$ am größten ist. Ebenso zeigt 100 L deren Flächenmaximum bei $Re = 600$ und $Re = 800$. Beim Modell 66 R ist diese Zone am wenigsten deutlich ausgeprägt.

5. DISKUSSION

Ein Versuch der mit Methoden der Experimentalphysik eine Annäherung an ein medizinisches Problem, das den lebenden Menschen betrifft, unternimmt, muß stets Vereinfachungen der physiologischen Verhältnisse, die den menschlichen Körper kennzeichnen, in Kauf nehmen:

So sind wir mit BHARADVAJ e.a.(1982) und KU (1983) der Ansicht, daß es durchaus vertretbar ist auf Simulation möglichst aller der Forschung bekannter Parameter einer Blutströmung zu verzichten. Mit abnehmender Bedeutung werden dort genannt:

- Geometrie der Bifurkation
- pulsatile Strömung
- Dehnbarkeit der Gefäßwand
- nicht-newtonsches Fließverhalten des Blutes

In dieser Arbeit wurde der Schwerpunkt auf naturgetreue Abbildung der A.carotis-Bifurkation gelegt. Es wurden transparente, elastische Gefäßmodelle aus Silikon-Kautschuk angefertigt, die in ihrer Geometrie der Carotis-Gabel eines Individuums entsprechen. Der Abgang der A. thyreoidea superior wurde vernachlässigt und nicht in den Modellen erfaßt, da dieser Ast bei den zur Modellherstellung gelangten Arterien in allen Fällen aus der Externa entsprang, was bei ca. 70 % aller Bifurkationen der Fall ist (POISEL 1974). Insofern dürfte der Effekt der A. thyreoidea auf das Strömungsbild der Bifurkation zu vernachlässigen sein. Andere Autoren stimmen dem ebenfalls zu (Ku 1983).

Inwieweit die von uns hergestellten Silikonmodelle den räumlichen Verlauf und die natürliche Gestalt der Gefäße am lebenden Menschen wiedergeben, kann nicht entschieden werden. Schließlich beruhen die Modelle auf der Gestalt der aus dem topografischen Zusammenhang gelösten Arterienwand,

die sie nach erfolgter Fixation, mit Silikonkautschuk aufgefüllt, angenommen hat. Eine postmortale, angiographische Darstellung der Karotiden hätte wohl einen Vergleich der Verlaufsform von Arterie in situ und Modell im Versuchstand erlaubt und hätte sicherlich grobe Abweichungen ausschließen können, war aber aus organisatorischen und Gründen nicht möglich. Ein Ausguß des Arterienlumens in situ (BAUMGART 1986) trägt diesen Bedenken sicherlich Rechnung, dennoch finden sich nirgends in der Literatur Vergleiche der Form und des Verlaufs von Arterienmodellen mit denen natürlicher Arterien in situ.

Durch die verhältnismäßig kleine Anzahl von 3 Modellen, die durch den großen Aufwand des Modellbauverfahrens bedingt ist, gibt die durchgeführte Versuchsreihe sicherlich nur einen minimalen Ausschnitt möglicher Geometrien und ihrer Strömungsverhältnisse an der Carotis-Bifurkation wieder.

Jedes der drei Modelle repräsentiert einen individuellen Fall, der sich anhand der dokumentierten Parameter des gesamten Kollektivs in einen biologischen Zusammenhang mit vergleichbaren Individuen stellen läßt, aber verallgemeinernd von der Geometrie auf die entstehenden Strömungsmuster zu schließen, läßt der durchgeführte Versuch nicht zu.

Eine pulsierende Strömung, die der des menschlichen Organismus angenähert ist, sollte mit dieser in Frequenz und der für den simulierten Gefäßbezirk typischen Volumenstromverteilung über den Pulszyklus entsprechen (REUL 1973, NAUMANN 1975).

Dies setzt einigen experimentellen Aufwand voraus: Insbesondere muß eine Pumpe ("Herzpumpe") zur Verfügung stehen, deren Bauart die Einstellung eines Volumenpulsverlaufes ermöglicht, wie er in einer Arterie in vivo gefunden wird. REUL (1973, 1984) konstruierte eine geeignete Pumpe und führte Simulationsversuche des menschlichen Herzkreislauf-Systems durch. BAUMGART (1986) benutzte eine ähnliche Pumpe zur Simulation der Strömung im menschlichen Aortenbogen. KU (1983, 1) simulierte den Volumenpuls in der A.carotis mit einem Spezialventil.

Andere Autoren (YOUNG 1973, DELOUCHE 1975, MORAVEC (1983), Ku 1983, 2) verwendeten einfache Sinuspumpen zur experimentellen Darstellung instationärer Strömung in Blutgefäßmodellen.

BALASUBRAMANIAN (1980), BHARADVAJ (1982) und KARINO (1982) verzichteten in ihren Experimenten auf Simulation einer instationären, pulsatilen Komponente der Strömung und beschränken sich auf die Darstellung stationärer Strömungen. Die Forderung das elastische Verhalten der Blutgefäße (TÖZEREN 1984, HOLENSTEIN e.a.1984, BAUER e.a. 1982) im Modell anzunähern, ist auf Modelle mit pulsatiler Strömung beschränkt. Grundlagen zum Verhalten pulsierender Strömung in elastischen Rohren finden sich bei CHEN (1979).

Das nicht-newtonsche Fließverhalten des Blutes ist im Modellversuch nie in allen Aspekten außer mit Blut selbst realisierbar (s.a.SCHÜMMER 1969). Da hier jedoch eine optische Darstellung der Strömungsverhältnisse angestrebt wurde, standen andere Aspekte zur Auswahl des Modellfluids im Vordergrund.

Den Verzicht pulsatile Strömung im Modellversuch zu simulieren, rechtfertigen folgende Überlegungen:

1) Selbst wenn man den Womersley-Parameter als repräsentative Kennzahl der physiologischen, pulsatilen Blutströmung dem fluidmechanischen Modell zugrunde legt, steht immer noch die Entscheidung an als Periodenparameter Ω entweder die Herzfrequenz oder die Systolendauer zugrunde zu legen. Dies hat erhebliche numerische Konsequenz (BALASUBRAMANIAN 1980).

2) Die physiologische Volumenpulsform der A.carotis communis ist neben einem kurzen systolischen Volumenstrom-"peak" vor allem vom diastolischen Abstrom gekennzeichnet, der recht konstant bleibt und somit einem stationären Verhalten über zwei Drittel des Herzzyklus nahekommt (BHARADVAJ 1982).

3) Im Hinblick auf die hier angewandte optische Darstellung der Strömungsvorgänge muß die Beurteilbarkeit der Strömungsmuster beachtet werden, was bei pulsatiler Strömung im physiologischen Bereich neben technischen Schwierigkeiten mit

der zeitlichen Auflösung der Bildaufzeichnungsmethoden (Belichtungszeit mit der Fotokamera, Bildqualität beim Video), die eindeutige Zuordnung der Bilder zu einem definierten Zeitpunkt des Pulszyklus erschwert, vor allem aber keine klare Beurteilbarkeit beim Beobachter ermöglicht.

Ein auf Darstellung stationärer Strömung beschränktes Versuchskonzept rechtfertigt jedoch folgende Vorstellung:

Man denke sich den Pulszyklus quasi zeitlupenhaft gestreckt. Jeder einzelne Punkt der Volumenpulscurve stelle sich somit als Strecke mit konstantem Volumenstrom dar. Somit ist jeder Punkt auf der Volumenstromkurve als stationärer Strömungszustand in seiner Zeitdauer vorstellbar.

Das heißt in Umkehrung, daß man einem definierten stationären Strömungszustand im Modellversuch einen Ort auf einer physiologischen Volumenpulscurve zuordnen kann. Jeder der durchgeführten Versuche ist also als Momentaufnahme eines möglichen Volumenstromes zu einem definierten Zeitpunkt des Herzzyklus denkbar.

Die in diesem Experiment visualisierten Strömungsmuster lassen einen direkten Vergleich mit den Ergebnissen früherer Untersucher der Karotis-bifurkation nicht zu. Die hier dargestellte strömungsoptische Methode, angewandt auf die Darstellung der Strömung in naturgetreuen Modellen der Karotis-bifurkation, findet sich unseres Wissens nicht in der Literatur.

Zum methodischen Gesichtspunkt ist anzumerken, daß fast alle früheren Untersuchungen auf diesem Gebiet mit Glasmodellen oder davon gezogenen elastischen Abgüssen, die aus angiographisch oder anatomisch ermittelten Durchschnittsgrößen konstruiert waren, durchgeführt wurden (BALASUBRAMANIAN 1981, BHARADVAJ 1982, KU 1983).

Inwieweit es vernünftig ist aufgrund entsprechender geometrischer Daten von Individuen aller Altersklassen eine typische "Durchschnitts-Bifurkation" zu bauen, darf auf dem Hintergrund der großen Variabilität der Karotisgabel in Dimensionen und Gestalt schon in einer Altersgruppe, insbesondere aber bei verschiedenen Lebensaltern, zumindest bezweifelt werden. (s.a.KRMPOTIC-NEMANIC 1978, EIDLINGER 1986)

Die Verwendung natürlicher Arterien im fluidmechanischen Modellversuch (KARINO 1983) findet enge Grenzen bei der Auswahl des Modellfluids. Hier ist die Anwendung bestimmter Öle mit einem dem Gewebe entsprechenden Brechungsindex Voraussetzung für die Transparenz, deren Güte hohe Ansprüche an Beobachtungsqualität nicht erfüllt. Ebenso bedingt die zur Ölimmersion der Arterie erforderliche Entwässerung eine weitgehende Versteifung des Präparates mit sich. (SPALTEHOLZ 1922)

Zur Darstellung der Strömungsmuster verwenden diese Autoren Gasbläschen und Farbstofflösung (BALASUBRAMANIAN 1981, BHARADVAJ 1982, KU 1983) oder Polystyrol-Teilchen (KARINO 1983).

Einige Autoren (BALASUBRAMANIAN 1981, BHARADVAJ 1982, KU 1983) haben ihre Strömungsbeobachtungen auch mit LDA, wenn auch nur teilweise, quantitativ untermauert.

BALASUBRAMANIAN (1981) beschränkte seine Untersuchungen auf Fließgeschwindigkeiten von $Re = 400$ und $Re = 800$ und auf drei Abzweigverhältnisse 6:4, 7:3 und 8:2. Dort wird eine am lateralen Rand des Sinus gelegene Zone beschrieben, die in der Strömungssichtbarmachung eine zur Bifurkationsebene symmetrische helikale Strömungsfigur aufweist. Diese ausgedehnte Zone im Sinus zeichnet sich durch niedrige Fließgeschwindigkeit und kleine Schergeschwindigkeiten aus, wie die Messung mit LDA ergibt. Eine Zone mit Rezirkulation in diesem Bereich wird hier verneint.

Hohe Schergeschwindigkeiten bei steilem Abfall der Fließgeschwindigkeit wandnah im Bereich des Apex und entlang der medialen Wand des Sinus errechneten sich aus einer Serie von LDA - Messungen bei $Re = 400$ und einem Volumenstrom von 70% des Gesamtstroms in der Interna.

KARINO (1985) fand in seinem Modell eine lateral im Sinus der Interna liegende Zone mit niedriger Fließgeschwindigkeit und einem Strömungsverlauf in Form einer gegensinnig verdrehten Doppelhelix. Am Beginn des Sinus beschreibt er einen Teil dieser Formation als Rezirkulationszone, die sich mit steigender Reynoldszahl im Bereich von $Re = 300$ bis über 800 vergrößerte.

Die höchsten Fließgeschwindigkeiten werden hier - wie bei BALASUBRAMANIAN - wandnah im Apexbereich und an der medialen Wand der Interna lokalisiert.

BHARADVAJ (1982) untersuchte mit einem aus Durchschnittsgrößen konstruierten Glasmodell stationäre Strömung mit darstellenden Methoden (Gasblasen und Farbstoffinjektion) und mit der quantitativen Messung mit LDA bei Reynoldszahlen von 400 bis 1400 und Volumenströmen in der Interna von 20% bis 90% des Flow in der Communis.

Für alle eingestellten Flußbedingungen fand er eine Ablösung der Strömung von der Gefäßwand am lateralen Beginn des Sinus der Interna. Diese Zone mit einem helikalen Fließmuster vergrößerte sich und wandert in Stromrichtung mit steigender Reynoldszahl bei fixem Abzweigverhältnis und mit abnehmendem Durchfluß in der Interna bei konstanter Reynoldszahl. Eine Rezirkulation wurde nicht beobachtet.

Eine Strömungsablösung an der lateralen Wand am Abgang der Externa zeigte sich in seinen Versuchen nur bei kleinen Durchflußraten (< 20%) in der Externa. Die im Anschluß an die Visualisierung der Strömung betriebenen Messungen mit LDA (BHARADVAJ 1982 II) unter den Rahmenbedingungen von $Re = 400, 600, 800$ und 1200 und Abzweigverhältnissen von $6:4, 7:3$ und $8:2$, ergänzten die Beobachtungen um Berechnungen der Schergeschwindigkeiten. Die Ergebnisse entsprechen den von BALASUBRAMANIAN (1981) berichteten.

KU (1983) führte Versuche mit einem nach angiographischen Daten konstruierten Glasmodell bei stationärer und pulsierender Strömung durch. Seine Ergebnisse, auf Darstellung der Strömung mit Gasblasen und auf Messungen der Strömungsgeschwindigkeiten mit LDA aufbauend, zeigen einen Zusammenhang zwischen Lokalisierung atherosklerotischer Veränderungen bevorzugt im lateralen Bereich des Sinus und dort herrschenden in Richtung und Intensität wechselnden Scherbelastungen der Arterienwand auf. Weiter hin fand KU eine verlängerte Verweildauer der Flüssigkeitsbestandteile im Sinus der Interna.

Alle genannten Autoren nehmen für die Communis, aufgrund des Verhältnisses von Durchmesser zu Verlaufslänge, physiologischerweise ein achsensymmetrisches, parabelförmiges

Geschwindigkeitsprofil zumindest im Anstromgebiet auf die Bifurkation an.

Unter der Voraussetzung die von uns gefertigten Gefäßmodelle geben den Verlauf einer Arterie in vivo wieder, ist dieser Auffassung zu widersprechen. Zumindest bei den Modellen 66 R und 100 L kann man nicht von einem solchen idealen Geschwindigkeitsprofil ausgehen, wie die Interpretation der Strömungsbilder zeigt. Hier zeigt eine Krümmenströmung ihren Einfluß auf das Strömungsbild in einer exzentrischen Lage des Maximums der Strömungsgeschwindigkeit.

In unseren Versuchen stellt sich das im Sinus der Interna gelegene Areal niedriger Schergeschwindigkeit, von den anderen Autoren in gleicher Lokalisation beschrieben, in gleichem Modus bei den Modellen 44 L und 66 R dar.

Die Form dieses Areals, in unseren Abbildungen als Dunkelfeld erscheinend, wechselt jedoch in Abhängigkeit der variierten Strömungsparameter und der verwendeten Modellgefäße seine Gestalt. Dieser Veränderung liegt eine Variation des Schergeschwindigkeiten- und damit des Fließgeschwindigkeitenprofils in dieser Region zugrunde. Quantitative Aussagen über Art und Umfang der Veränderung der Strömung können jedoch nur durch Messungen mit LDA gewonnen werden.

Die gegenüber den Glasmodellen höhere Wandrauhigkeit in unseren Modellen, bedingt durch die plastische Abbildung der Intimaoberfläche, kann die Erklärung für die deutlichere Änderung der Strömungsmuster bei Variation der Durchflußgrößen sein. Ebenso erklärt sich das frühere Auftreten von Turbulenz in unseren Versuchen im Vergleich zu anderen Untersuchern, die gar keine turbulenten Strömungsphänomene in ihren Modellgefäßen beschreiben.

WALBURN (1979) sah den Umschlagpunkt von laminarer zu turbulenter Strömung in Verzweigungen glatter Rohre bei einer Reynoldszahl von 1200 für einige Rohrgeometrien.

Bei Modell 100 L beeinflußt die Stenose das Strömungsbild am Eingang der Interna. Eine Lumenverengung wie diese würde klinisch wahrscheinlich als etwa 50% - 70% ig eingestuft werden. Die Strömungsbilder zeigen jedoch, mit welcher Deutlichkeit das Strömungsmuster von dem der nicht stenotisierten abweicht.

Die Vergleiche unserer Strömungsbilder untereinander zeigen, welche unterschiedlichen Modulationen eines Strömungsmusters durch Variation der Modellgeometrie erreicht werden können. Der Vergleich mit den Ergebnissen anderer Autoren, die aus gemittelten Werten konstruierte Gefäßmodelle in ihren Experimenten angewandt haben, zeigt, daß sich die dort für den allgemeinen Fall gefunden Strömungsphänomene an den hier verwendeten individuellen Geometrien nachvollziehen lassen. Doch sollten die hier gezeigten Unterschiede im Strömungsmuster der individuellen Gefäßgeometrien Anlaß geben, den Einfluß der individuellen Ausformung des Gefäßsystems auf die Blutströmung nicht zu unterschätzen.

Eine Methode, die, hier am Beispiel der Karotis-Bifurkation gezeigt, auf optischem Wege Bilder einer Gefäßströmung liefert, kann nur Hinweise auf den Verlauf der Strömung und auf die Verteilung der Schergeschwindigkeiten in einer bestimmten Gefäßregion geben.

Gemäß den von CARO UND FRIEDMAN vertretenen Hypothesen zur Lokalisierung der Atherosklerose an den bekannten Prädispositionsstellen und der hier gefundenen individuellen Ausprägung der Strömungsmuster durch die von genetischen Faktoren beeinflusste Arteriengeometrie (FRIEDMAN 1983) ist die Existenz von Risikogeometrien der Karotisgabel zu fordern. Die Entwicklung einer zu ernststen Komplikationen führenden Atherosklerose zu verhindern, wäre eine Aufgabe der konservativen Prophylaxe. Die Suche und Identifizierung eines oder mehrerer Typen der Risikogeometrie müßte freilich klinisch und epidemiologisch mit Hilfe risikofreier, morphologischer Darstellungsverfahren bereits am jungen Menschen beginnend erfolgen. Ultraschall-Verfahren, die bereits heute hervorragende morphologische und funktionelle Diagnostik an großen Teilen des arteriellen Gefäßsystems erlaubt (TERWEY 1983), dürfte ein hierzu geeignetes Verfahren sein.

Der rekonstruktiven Arterienchirurgie wäre eine systematische Untersuchung des Einflusses der Dimensionierung von "Patches" zur Herstellung einer optimalen Strombahn nach Endarteriektomie von Nutzen. Eine methodische Grundlage zu einer entsprechenden Studie kann in dieser Arbeit gesehen werden.

6. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wird mit einem fluidmechanischen Modellversuch eine methodische Grundlage zur Sichtbarmachung der Strömung in Blutgefäßmodellen am Beispiel der Bifurkation der Arteria carotis gegeben.

Ausgehend von den Ähnlichkeitsgesetzen der Fluidmechanik wird ein Modellkonzept auf die Blutströmung in der A.carotis-Bifurkation des Menschen angewandt. Mit Hilfe des Effektes der Strömungsdoppelbrechung werden die Strömungsverhältnisse in naturgetreuen, transparenten Gefäßmodellen der A.carotis-Bifurkation dargestellt.

Aus einem Kollektiv von über 200 aus dem laufenden Sektionsgut stammenden Arterien von erwachsenen Individuen im Alter zwischen 15 und 100 Jahren und einem breiten Spektrum pathologischer Veränderungen wurden drei Bifurkationen mit unterschiedlicher Ausprägung der Atherosklerose ausgewählt.

Über Formen in Gemischtbauweise aus Gips und Silikon-Kautschuk wurden von diesen drei Bifurkationen exemplarisch transparente, elastische Silikonkautschukmodelle hergestellt. Formbau und Gießtechnik sind ausführlich beschrieben.

Ein Versuchsaufbau, aus einem Strömungskreislauf und einem einfachen Polariskop bestehend, wird ausgeführt, der bei kontrollierter Anströmung der Gefäßmodelle mit Vanadiumpentoxid-Sol, eine optische Darstellung der Strömungsmuster im Gefäßmodell, sowie deren bildliche Dokumentation erlaubt.

Experimentell wird eine stationäre Durchströmung in verschiedenen Bereichen der Strömungsgeschwindigkeit, bei Variation des Abzweigverhältnisses dargestellt und interpretiert. Fluidmechanische Ähnlichkeit mit dem physiologischen Blutfluß im menschlichen Gefäß wird durch die Reynoldszahl gewahrt. Für die drei Modelle wurden Werte der Reynoldszahl von 200, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400, 1600 und für Abzweigverhältnisse des Blutstroms der A. carotis interna zu dem der externa wurden Werte von 6:4, 7:3, 8:2 und 9:1 eingestellt.

Ein Vergleich mit Untersuchungen dieser Gefäßregion in der Literatur zeigt, daß die dort mit idealisierten Modellgeometrien gemachten Beobachtungen an den hier verwendeten - auf natürlichen Gefäßen beruhenden - Modellen generell nachvollzogen werden können. Die durch Variation der Gefäßgeometrie zustande kommenden, im Detail verschiedenen Strömungsmuster zeigen, wie groß der Einfluß dieses Faktors ist.

7. LITERATUR

Ahimaz, F.J.

Birefringent-fluid Tests Using Scattered-light Technique
Experimental Mechanics; , 133 - 134
1970

Allyn, G.M.; de Berg, L.; de Weese, J.A.

Critical Arterial Stenosis
Surgery; 54 b, 250 - 259
1963

Allyn, G.N.; de Weese, J.A.; Rob, C.G.

Hemodynamic Effects of Arterial Stenoses
Surgery; 53a, 513 - 524
1963

Anitschkow, N.

Zur Histophysiologie der Arterienwand
Klin. Wochenschrift; 47, 1133 - 1135
1925

Arlart, I.P.

Indikationsbereiche, Untersuchungstechnik und Bewertung der
transvenösen digitalen Subtraktionsangiographie
Klinikerarzt; 14, 1269 - 1276
1985

Arndt, J.O.

Über Die Mechanik Der Intakten A. Carotis Communis Des
Menschen Unter Verschiedenen Kreislaufbedingungen
Archiv für Kreislaufforschung; 59, 153 - 197
1969

Baker, W.H.; Hayes, A.C.; Debbie Mahler, R.

Durability Of Carotid Endarterectomy
Surgery; 94, 112 - 115
1983

Balasubramanian, K.; Giddens, D.P.; Mabon, R.F.
Steady Flow at The Carotid Bifurcation
Georgia Inst. of Technology,
1981

Bandyk, D.F.; Levine, A.W.; Pohl, L.; Towne, J.B.
Classification Of Carotid Bifurcation Disease Using
Quantitative Doppler Spectrum analysis
Arch.Surg.; **120**, 306 - 314
1985

Bardin, J.A.; Bernstein, E.F.
The Current Status of Carotid Surgery
Head Neck Surg.; **4**, 419 - 426
1982

Batten, J.R.; Nerem, R.M.
Model study of flow in curved and planar arterial bifurcations
Cardiovasc.Res.; **16**, 178 - 186
1982

Bauer, R.B.; Meyer, J.S.; Fields, W.S.; Remington, R.
Joint study of extracranial arterial occlusion
J.A.M.A.; **208**, 509 - 518
1969

Bauer, R.D.; Busse, R.; Schabert, A.
Mechanical properties of arteries
Biorheology; **19**, 409 - 424
1982

Baumgart, R.
Strömungsuntersuchungen in einem menschlichen
Aortenbogenmodell mittels Laser-Doppler-Anemometrie
Dissertation, med. Fakultät Univ. München;
1986

Benditt, E.P.
Implications of the monoclonal character of human
Arteriosclerosis
Am.J.Path.; **86**, 693 - 702
1977

Beneke, R.

Die Atherosclerose der Carotis communis und ihre Bedeutung für
das Verständnis der Blutsäulenformen

Frankf.Z.Path.; 28, 407 - 428

1922

Bergel, D.H.; Nerem, R.M.; Schwartz, C.J.

Fluid-dynamic aspects of arterial disease

Atherosclerosis; 23, 253 - 261

1976

Bergel, D.H.

The dynamic elastic properties of the arterial wall

J.Physiol.; 156, 458 - 469

1961

Bernstein, E.F.; Humber, P.B.; e.a.

Life expectancy and late stroke following carotid
endarterectomy

Annual of Surg.; 1983, 80 - 86

1983

Bharadvaj, B.K.; Mabon, R.F.

Steady Flow in a model of the carotid bifurcation

J.Biomech.; 15, 363 - 378

1982

Boeder, P.

Über Strömungsdoppelbrechung

Z.f.Physik; 75, 258 - 281

1932

Bohl, W.

Technische Strömungslehre

Vogel - Vlg.

1984

Brice, J.G.; Dowset, D.J.; Love, R.D.

Hemodynamic Effects of carotid Artery Stenosis

brit.Med.J.; 2, 1363 - 1366

1964

Buchheim,W.; Stuart,H.A.; Menz,H.
Experimentelle Untersuchungen der Strömungsdoppelbrechung
molekularer Flüssigkeiten
Z.f.Physi; 12, 407 - 419
1939

Buss, H.
Blut- und Lymphgefäße
in W.REMMELE, Pathologie, Bd.1, Springer-Vlg.
1984

Busse,R.; Bauer,D.; Schabert,A.; e.a.
Die Prinzipien der Entstehung der Druck- und Strompulsformen
in der A.carotis communis des Menschen
Basic.Res.Cardiol.; 72, 611 - 618
1977

Büdingen,H.J.; Freund,H.-J.
Ultraschalldiagnostik an hirnversorgenden Arterien
Aktuelle Medizin; 82, 1843 - 1848
1985

Caplan,L.R.; Baker,R.
Extracranial Occlusive Disease: Does Size Matter ?
Stroke; 11, 63 - 66
1980

Caro,C.G.; Fitz-Gerald,J.M.; Schroter,R.C.
Wall shear rate in arteries and distribution of early atheroma
in man
Nature; 223, 1159 - 1161
1969

Caro,C.G.; Fitz-Gerald,J.M.; Schroter,R.C.
Atheroma and arterial wall shear. Observation, Correlation and
Proposal of ashear dependent Mass-Transfer Mechanism for
Atherosclerosis
Proc.Roy.Soc.London Ser.B; 177, 109 - 159
1971

Catelmo,N.L.; Cutler,B.S.; Wheeler,H.B.; Herrmann,J.B.
Noninvasive detection of
Arch.Surg.; 116, 1005 - 1008
1981

Chai Shang-da; Ning Xue-han; Chou Chao-nien; Chou Zhang-ming
Noninvasive determination of arterial compliance
Med.Biol.Engin.Comput.; **21**, 42 - 429
1983

Chandran,K.B.; Yearwood,T.L.
Experimental study of phsiological pulsatile flow in curved
tube
J.Fluidmech.; **111**, 59 - 85
1981

Chandran,K.B.; Hosey,R.R.; Ghista,D.; Vayo,V.W.
Analysis of fully developed unsteady viscous flow in a
curvedelastic tube model to provide fluid mechanicl data for
some circulatory pathphysiological situation and assist
devices
J.Biomed.Engin.; **101**, 114 - 123
1979

Chaturani,P.; Ponnalagar Samy,R.
A study of non-newtonian aspects of blood flow through
stenosed arteries and its application in arterial diseases
Biorheology; **22**, 521 - 531
1985

Chen,P.J.; McCarthy,M.F.
Unsteady Flow of Incompressible Fluids in Deformable Tubes
Acta Mechanica; **33**, 189 - 197
1979

Chiari,H.
Über das Verhalten des Teilungswinkels der Carotis communis
bei der Endartiitis chronica deformans
Verh.Dt.Ges.Path.; **9**, 326 - 330
1905

Chobanian,A.V.
The influence of hypertension and other hemodynamic factors in
Atherogenesis
Prog.Cardiovasc.Dis.; **26**, 177 - 196
1983

Cooperberg,P.L.; Robertson,W.D.; Fry,P.; Sweeney,V.
High Resolution Real Time Ultrasound of the Carotid
Bifurcation
J.Clin.Ultrasound; **7**, 13 - 17
1979

Coulter, N.A. Jr.; Pappenheimer, J.R.
Development of turbulence in flowing Blood
Am.J.Physiol.; **159**, 401 - 408
1949

de Bakey, M.; Crawford, E.A.; et al.
Cerebral arterial insufficiency: one to 11 year results
following arterial reconstructive Surgery
Annals of Surg.; **161**, 921 - 945
1965

de Bakey, M.; Crawford, E.A.; Cooley, D.A.; e.a.
Surgical considerations of occlusive disease of the
innominate, carotid, subclavian and vertebral arteries
Annals of Surg.; **154**, 698 - 725
1961

Decker, K.
Zur Entstehung von Gefäßverschlüssen im Kopf- und Halsbereich
Rotter, Kief, Gross : Lokalisierende Faktoren für Arterien- und
Venenverschlüsse; **Schattauer**, 181 - 196
1970

Delouche, A.; Dimicoli, J.L.; Peronneau, P.
In vitro study of modifications of blood flow patterns induced
by a bifurcation
Biorheology; **22**, 55 - 71
1985

Dewey, C.F.; Bussolari, G.R.; Gimbrone, M.A.; Davies, P.F.
The dynamic response of vascular endothelium cells to fluid
shear stress
J.Biomech.Engin.; **103**, 177 - 185
1981

Diaz, F.G.; Patel, S.; Boulos, R.; e.a.
Early angiographic changes after carotid endarterectomy
Neurosurgery; **10**, 151 - 161
1982

Diener, H.C.; Seboldt, H.; Dichgans, J.; Andris, M.
Stenosen und Verschlüsse der extrakraniellen Arterien
Dt.Med.Wschr.; **108**, 496 - 500
1983

Dixon,S.; Pais,S.O.; Raviola,C.
Natural history of nonstenotic asymptomatic ulcerous lesions
in the carotid artery
Arch.Surg.; 117, 1493 - 1498
1982

Doerr,W.
Die Perfusionstheorie der Atherosklerose
Atherogenese 1; Auerswald, Sinzinger, Feigl, Maudrich,Wien,
79 - 87
1976

Doerr,W.
Die Atherosklerose als chirurgische Aufgabe : " Pathologische
Anatomie "
Langenbeck's Arch.Chir.; 339, 137 - 151
1975

Doerr,W.
Atherosclerosis without end
Virchow's Arch. A; 380, 91 - 106
1978

Dow,D.R.
The incidence of atherosclerosis in the arteries of the body
Brit.Med.J.; 2, 162 - 163
1925

Edsall,J.T.; Rich,A.; Goldstein,M.
A Instrument for the Study of Double Refraktio of Flow at low
and intermediate Velocity Gradients
Rev.sci.Instr.; 23, 695 - 701
1952

Effeney,D.J.; Ehrenfeld,W.K.; e.a.
Fibromuscular Dysplasia of the internal carotid artery
World J.Surg.; 3, 179 - 186
1979

Eidlinger, T.
Dimensionen, Ursprungshöhen und Lagebeziehungen der A.carotis
communis und ihrer Äste
Inauguraldiss. LMU-München, Anatomische Anstalt;
1986

Eklöf, B.; Schwartz, S.L.

Critical stenosis of the carotid artery in the dog
Scan.J.Clin.Lab.Invest.; 25, 349 - 353
1970

Faller, A.

Zur Kenntnis der Gefäßverhältnisse der Carotisteilungsstelle
Schweiz.Med.Wschr.; , 1156 - 1158
1946

Fields, W.S.

Selection of patients with cerebrovascular disease for
arterial surgery
World J.Surg.; 3, 147 - 154
1979

Fisher, C.M.

Occlusion of the carotid artery, further experience
A.M.A. Arch.Neur.Psch.; 72, 187 - 204
1954

Fisher, C.M.

Occlusion of the internal carotid artery
Am.Med.Ass. Arch.Neur.Psych.; 65, 346 - 377
1951

Florian, H.; Perktold, K.; Hilbert, D.

Stationäre Strömung in einem Modell des menschlichen
Carotis-Siphons
Biomed.Techn.; 31, 117 - 122
1986

Forth, W.; Henschler, D.; Rummel, W.

Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxikologie
Wissenschaftsverlag, Bibliographisches Institut , 3. Auflage
1980

Fox, J.A.; Hugh, A.F.

Static zones in the internal carotid artery: correlation of
boundary layer separation and stasis in model flows
Brit.J.Radiol.; 43, 370 - 376
1970

Frank, O.

Die Elastizität der Blutgefäße

Z.f.Biol.; 71, 255 - 272

1920

Freundlich, H.; Schuster, C.; Zocher, H.

Über die Strömungsdoppelbrechung von Farbstofflösungen

Z.f.physikal.Chemie; 105, 119 - 144

1923

Freundlich, H.

Die Doppelbrechung des Vanadinpentoxidsols

Z.f.Elektrochemie; 22, 27 - 33

1916

Friedman, M.H.; O'Brien, V.; Ehrlich, L.W.

Calculations of pulsatile flow through a branch

Circ.Res.; 36, 277 - 285

1975

Friedman, M.H.; Hutchins, G.M.; Barger, C.B.; e.a.

Correlation between intimal thickness and fluid shear in human arteries

Atherosclerosis; 39, 425 - 436

1981

Friedman, M.H.; Deters, O.J.; Mark, F.F.; e.a.

Arterial geometry affects hemodynamics

Atherosclerosis; 46, 225 - 231

1983

Friedman, M.H.; Barger, C.B.; Hutchins, G.M.; e.a.

Hemodynamic measurements in human arterial casts and their correlation with histology and luminal area

J.Biomech.Engin.; 102, 247 - 251

1980

Friedman, M.H.; Hutchins, G.H.; Barger, C.B.; Deters, O.J.

Correlation of Human Arterial Morphology With Hemodynamic Measurements in Arterial Casts

J.Biomech.Engin.; 103, 204 - 207

1981

Fukushima,T.; Azuma,T.

The horseshoe vortex: a secondary flow generated in arteries with stenosis, bifurcation, and branchings
Biorheology; **19**, 143 - 154
1982

Föppl,L.; Mönch,E.

Praktische Spannungsoptik
Springer; , -
1972

Galdston,M.; Govons,S.; Wortis,S.B.; e.a.

Thrombosis of the common, internal and external carotid arteries
Arch.Int.Med.; **67**, 1162 - 1176
1941

Gau,G.S.; Ryder,T.A.; Mackenzie,M.L.

The effect of blood flow on the surface morphology of the human endothelium
J.Path.; **131**, 55 - 64
1980

Gessner,F.B.

Hemodynamic Theories of Atherogenesis
Circ.Res.; **33**, 259 - 266
1973

Glagov,S.; Eckner,F.A.O.; Lev,M.

Controlled pressure fixation apparatus for hearts
Arch.Path.; **76**, 640 - 646
1963

Gottstein,U.; Held,K.

Hämodynamik bei zerebralen Gefäßstenosen und Verschlüssen
H.Herrschaft : Diagnostik u. Therapie der zentralen Gefäßverschlüsse; **Thieme**, 14 - 21
1971

Grottum,P.; Svindland,A.; Walloe,L.

Localization of early atherosclerotic lesions in the right carotid bifurcation in humans
Acta Path.Microbiol.Immunol.Scand.Sect.A; **91**, 65 - 70
1983

Gurlt, E.; Wernich, A.; Hirsch, A.

Biographisches Lexikon der hervorragenden Ärzte aller Zeiten
und Völker

Urban & Schwarzenberg

1930

Gutierrez, I.Z.; Makula, P.A.

Oculoplethysmography

Am.Surg.; **49**, 231 - 233

1983

Gutstein, W.H.; Schneck, D.J.

In vitro boundary layer studies of blood flow in branched
tubes

J.Atheroscl.Res.(Amsterdam); **7**, 295 - 299

1967

Gutstein, W.H.; Lataillade, J.N.; Lewis, L.

Role of vasoconstriction in experimental arteriosclerosis
circ.Res.; **10**, 925 - 932

1962

Gutstein, W.H.; Lazzarini-Robertson, A.; La Taillade, J.N.

The role of local arterial irritability in the development of
arteriosclerosis

Am.J.Path.; **42**, 61 - 71

1963

Hale, J.F.; McDonald, D.A.; Womersley, J.R.

Velocity profiles of oscillatory arterial blood flow, with
some calculations of viscous drag and the Reynolds number
J.Physiol.; **128**, 629 - 640

1955

Hamann, H.; Vollmar, J.

Chirurgische Aspekte der Carotisinsuffizienz

Langenbecks Arch.Chir.; **350**, 71 - 75

1979

Hardesty, W.H.; Roberts, B.; Toole, J.; Royster, H.P.

Studies of carotid artery flow in man

New England J. Med.; **263**, 944 - 946

1960

Hardung, V.

Vergleichende Messungen der dynamischen Elastizität und Viskosität von Blutgefäßen, Kautschuk und synthetischen Elastomeren

Helv. Physiol. Acta; 11, 194 - 211
1953

Hauss, W. H.

Über die Rolle des Mesenchyms in der Genese der Atherosclerose
Virchows Arch. A; 359, 135 - 156

1973

Haynes, R. H., ; Burton, A. C.

Role of the non-newtonian behavior of blood in hemodynamics
Am. J. Physiol.; 197, 943 - 950

1959

Heath, D.; Smith, P.; Harris, P.; Winson, M.

The atherosclerotic human carotid sinus
J. Path.; 110, 49 -

1973

Heberer, G.

Ergebnisse der rekonstruktiven Arterienchirurgie
Langenbeck's Arch. Chir.; 339, 199 - 214

1975

Heine, H.

Stammes- und Entwicklungsgeschichtliche Aspekte zur Entstehung der Atherosklerose

Atherogenese I; ,Auerswald, W.; Sinzinger, H.; Feigl, W.; Maudrich, Wien, München, Bern, 89 - 99

1976

Hennerici, M.; Aulich, A.; Sandmann, W.; Freund, H. J.

Incidence of asymptomatic extracranial arterial disease
Stroke; 12, 750 - 758

1981

Herrschaft, H.

Kinking der A. carotis int. und seine Beziehung zur zerebrovaskulären Insuffizienz

Herrschaft, H.; Diagnostik u. Therapie der zentralen Gefäßverschlüsse; Thieme, 60 - 62

1971

Hess,W.

Eine mechanisch bedingte Gesetzmäßigkeit im Bau des
Blutgefäßsystems
Arch.f.Entwicklungsmechanik der Organismen; **16**, 632 - 641
1903

Holenstein,R.; Nerem,R.M.; Niederer,P.F.

On the Propagation of a Wave Front in Viscoelastic Arteries
J.Biomech.Engin.; **106**, 115 - 122
1984

Humphry,R.H.

Demonstration of the Double Refraction due to Motion of a
Vanadium Pentoxide Sol, and some Applications
Proc.Physical Soc.; **35**, 217 - 218
1922

Hunt,J.R.

The role of the carotid arteries in the causation of vascular
lesions of the brain with remarks on certain special features
of the symptomatology
Am.J.Med.Sci.; **147**, 704 - 713
1914

Imparato,A.M.; Riles,T.S.; Gorstein,F.

The carotid bifurcation plaque: Pathologic findings associated
with cerebral ischemia
Stroke; **10**, 238 - 245
1979

Imparato,A.M.; Lord,J.W.; Texon,M.; Helpern,M.

Experimental atherosclerosis produced by alteration of blood
vessels
Surg.Forum; **12**, 245 - 247
1961

Javid,H.; Julian,O.C.; Dye,W.S.

Seventeen-year Experience with routine shunting in carotid
artery surgery
World J.Surg.; **3**, 167 - 177
1979

Javid,H.; Ostermiller,W.E.; Hengesh,J.W.; e.a.

Natural history of carotid bifurcation atheroma
Surgery; **67**, 80 - 86
1970

Kandarpa,K.; Davids,N.

Analysis of the dynamic effects on atherogenesis at branching sites

J.Biomech.; 9, 735 - 741

1976

Karino,T.; Motomiya,M.

Flow visualisation in isolated transparent natural blood vessels

Biorheology; 20, 119 - 127

1983

Karino,T.; Goldsmith,H.L.

Particle Flow Behavior in models of branching vessels.Part II

Biorheology; 22, 87 - 104

1985

Keller,H.M.; Meier,W.E.; e.a.

Noninvasive measurement of velocity Profiles and blood flow in the common carotid artery by pulsed doppler ultrasound

Stroke; 7, 370 - 377

1976

Kortmann, H.; Krämling, H.J.; Utz, F.; Becker, H.M.

Chirurgie der zerebrovaskulären Insuffizienz

Münch.med.Wschr.; 128, 21 - 24

1986

Kristiansen,K.; Krog,J.

Electromagnetic studies on the blood flow through the carotid system in man

Neurology; 12, 20 - 22

1962

Krmpotic-Nemanic,J.

Anatomie, Variationen und Mißbildungen der Gefäße im Kopf- und Halsbereich

Arch.Oto-Rhino-Laryng.; 219, 1 - 91

1978

Ku, D.

HEMODYNAMICS AND ATHEROGENESIS AT THE HUMAN CAROTID BIFURCATION

Dissertation, Georgia Institute of Technology;

1983

Ku, D.N.; Giddens, D.P.

Pulsatile flow in a model carotid artery bifurcation
Arteriosclerosis; 3, 31 - 39
1983

Kundt, A.

Über die Doppelbrechung des Lichtes in bewegten reibenden
Flüssigkeiten
Annalen der Physik; 249, 110 - 133
1881

Lange, J.; Liepsch, D.L.; Maurer, P.C.

Neuere experimentalphysikalische Untersuchungen zur
Strömungsdynamik der Profundaplastik
10. Jahrestagung der Österr. Gesellsch.f.Gefäßchirurgie; , -
1978

Lanz, T.v.

Praktische Anatomie, Hals I
; Springer, 144 - 155
1955

Liepsch, D.L.; Moravec, S.; Zimmer, R.

Einfluß der Strömungsdynamik auf Gefäßveränderungen
Biomed.Tech.; 26, 115 - 122
1981

Liepsch, D.L.; Zimmer, R.

Verfahren zur Herstellung maßstabsgetreuer starrer und
naturgetreuer elastischer menschlicher Arterienmodelle
Biomed.Techn.; 23, 227 - 230
1978

Liepsch, D.L.; Moravec, St.; Zimmer, R.

Einfluß der Häodynamik auf Gefäßveränderungen
Biomed.Techn.; 26, 115 - 122
1981

Liepsch, D.L.

Untersuchung der Strömungsverhältnisse in Verzweigungen von
Röhren kleiner Durchmesser (Coronararterien) bei Stromtrennung
Dissertation, Techn. Universität München
1973

Linford,R.G.; Ryan,N.W.
Pulsatile flow in rigid tubes
J.Appl.Physiol.; **20**, 1078 - 1082
1965

Livingston,K.E.; Escobar,A.; Petersen,R.E.
A study of the cervical carotid bifurcation in relation to
Stroke
West.J.Surg.Gyn.Obstet; **68**, 1 - 4
1960

Lusby,R.J.; Ferrell,L.D.; Ehrenfeld,W.K.; e.a.
Carotid plaque hemorrhage: Its role in the production of
cerebral ischemia
Arch.Surg.; **117**, 1479 - 1488
1982

Martinez,C.R.; Gayler,B.W.; Kashima,H.; Siegelman,S.S.
Computed Tomography of the Neck
Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.; **99**, 1 - 31
1982

May,A.G.; de Weese,J.A.; Rob,C.G.
Hemodynamic effects of arterial stenosis
Surgery; **53**, 513 - 524
1963

McDonald,D.A.
The relation of pulsatile pressure to flow in arteries
J.Physiol.; **127**, 533 - 552
1955

McDonald,D.A.; Taylor,M.G.
The hemodynamics of the arterial system
Progr.Biophys.Biophys.-Chem.; **9**, 105 - 173
1059

McMillan,D.E.
Blood Flow and the Localization of Atherosclerotic Plaques
Stroke; **16**, 582 - 587
1985

Mehdorn, H.M.; Hofmann, W.F.; Chater, N.L.
Microvascular neurosurgical arterial bypass for cerebral
ischemia
World J.Surg.; 3, 197 - 206
1979

Meisner, J.E.; Rushmer, R.F.
Eddy formation and turbulences in flowing liquids
Circ.Res.; 12, 455 - 463
1963

Merril, E.W.; Pelletier, G.A.
Viscosity of human blood: transition from Newtonian to
non-newtonian
J.appl.Physiol.; 23, 178 - 182
1967

Miles, R.D.; Russel, J.B.; Mody, J.R.; e.a.
Computerized multiplanar imaging and lumen area plotting for
noninvasive diagnosis of carotid artery disease
Surgery; 93, 676 - 682
1983

Minick, C.R.; Stemerman, M.B.; Insull, W.
Role of Endothelium and Hypercholesterolemia
Am.J.Path.; 95, 131 - 158
1979

Moravec, S.; Liepsch, D.L.
Flow investigations in a model of a three-dimensional human
artery with newtonian and non-newtonian fluids
Biorheology; 20, 745 - 759
1983

More, R.H.; Haust, M.D.
Atherogenesis and plasma constituents
Am.J.Path.; 38, 527 - 537
1961

Morgan, B.E.; Young, D.F.
An integral method for the analysis of flow in arterial
stenoses
Bull.Math.Biol.; 36, 39 - 53
1974

Murphy, E.A.; Rowsell, H.C.; e.a.
Encrustation and atherosclerosis: The analogy between early
in-vivo lesions and deposits which occur in ECC
J.Canad.Med.Ass.; **87**, 259 - 274
1962

Müller-Mohnsen, H.
Über hydrodynamische Ursachen der Arteriosklerose- und
Thromboselokalisationen in den Koronargefäßen
Beitr.Path.Anat.; **117**, 283 - 314
1956

Müller-Mohnsen, H.
Experimental results to the deposition hypothesis of
atherosclerosis
Thromb.Res.; **8**, 553 - 566
1976

Naumann, A.
Strömung in natürlichen und künstlichen Organen und Gefäßen
Klin. Wschr.; **53**, 1007 - 1019
1975

Nerem, R.M.; Levesque, M.J.; Cornhill, J.F.
Vascular endothelium morphology as an indicator of the pattern
of blood flow
J.Biomech.Engin.; **103**, 172 - 176
1981

Nerem, R.M.; Cornhill, F.
The role of fluidmechanics in atherogenesis
J.Biomech.Engin.; **102**, 181 - 189
1980

O'Donnell, T.F.; Erdoes, L.; Mackey, W.C.; e.a.
Correlation of B-Mode ultrasound imaging and arteriography
with pathologic findings at carotid endarteriectomy
Arch.Surg.; **120**, 443 - 449
1985

O'Rourke, M.F.
Pressure and flow waves in systemic arteries and the
anatomical design of arterial system
J.Appl.Physiol.; **23**, 139 - 149
1967

O'Rourke, M.F.

Steady and pulsatile energy losses in the systemic circulation under normal conditions and in simulated arterial disease
Circ.Res.; **1**, 313 - 326
1967

O'Rourke, M.F.; Taylor, M.G.

Input impedance of the systemic circulation
Circ.Res.; **20**, 365 - 380
1967

Patel, D.J.; Austen, W.G.; Greenfield, J.C.; Tindall, G.T.

Impedance of certain large blood vessels in man
Annals N.Y. Acad.Sci.; **115**, 1129 - 1139
1964

Pearson, T.A.; Heptinstall, R.; e.a.

Monoclonal characteristics of organizing arterial thrombi
Lancet; , 7 - 11
1979

Persson, A.V.; Robichaux, W.T.; Silverman, M.

The natural history of carotid plaque development
Arch.Surg.; **118**, 1048 - 1052
1983

Peterson, R.E.; Livingston, K.E.; Escobar, A.

Development and distribution of gross atherosclerotic neurology; **10**, 955 - 959
1960

Phelan, J.T.

Some mechanics of fluid flow to be considered in the construction of an artery graft anastomosis
Angiology; **9**, 242 - 244
1958

Pinchak, A.C.; Ostrach, S.

Blood flow in branching vessels
J.Appl.Phys.; **41**, 646 - 658
1976

Pintar,K.; Barbouriak,J.J.; Korns,M.E.
Progression of the degenerative changes in aorto-coronary vein
grafts
Atherogenese 3 , Auerswald, Sinzinger, Leithner, Feigl;
Maudrich, 115 - 122
1978

Pirk,.; Raevic,B.; e.a.
Effect of blood flow on the fate of venous grafts in the
arterial circulation
Czech.Med.; 1, 44 - 52
1978

Poisel,S.; Golth,D.
Zur Variabilität der großen Arterien im Trigonum caroticum
Wiener Med.Wschr.; 124, 229 - 232
1974

Politzer,P.; Reisner,H.; Reisner,Th.; Spängler,P.
Vergleichende Untersuchungen über die Verteilung
arteriosklerotischer Veränderungen im Halsabschnitt der großen
zerebralen Gefäße bei Leichen mit und ohne zerebrale Insulte
Wiener Z.Nervenheilkunde; 30, 1 - 7
1972

Poll, A.
Qualitative Strömungsuntersuchungen an einer 90-Rohrverzweigung
mit einem nicht-newtonschen Fluid
Diplomarbeit, Techn.Univ. München
1985

Rau,G.
Mechanische Faktoren : Arterien
Lokalisierende Faktoren für artielle und venöse Verschlüsse;
Schattauer, 23 - 32
1970

Rau,G.
Welche Faktoren spielen eine Rolle bei Verschlüssen der
Aortenäste ?
Lokalisierende Faktoren für arterielle und venöse Verschlüsse
Rotter, Kief, Gross; **Schattauer, 197 - 206**
1970

Reul,H.
Cardiovascular Simulation Models
Life Support Systems; 2, 77 - 97
1984

Reul,T.; Tesch,B.; Schoenmackers,J.; Effert,S.
Ein hydromechanisches Modell der linken Herzkammer, der Aorta
und ihrer grossen Äste. Simulation von Geometrie, Hämodynamik
und Elastizität.

Bas. Res. Cardiol.; **69**, 257 - 268
1973

Riede,U.N.; Steiner,E.; Staubesand,J.
Modell zur quantitativen Erfassung des, ultrastrukturellen
Aufbaues der Gefäßwand
Atherogenese I, Auerwald, Sinzinger, Feigl;
W. Maudrich, Wien, München, Bern, 101 - 108

1976

Rodbard,S.
Dynamics of blood flow in stenotic vascular lesions
Am. Heart J.; **72**, 698 - 704
1966

Ronninger,R.
Über eine Methode zur übersichtlichen Darstellung
Hämoynamischer Zusammenhänge
Arch. Kreislaufforschung; **21**, 127 - 160
1954

Rosemann, R.
Landois Lehrbuch der Physiologie
Urban & Schwarzenberg, Berlin, Wien; , p.164 ff.
1932

Sako,Y.
Effects of turbulent blood flow and hypertension on
experimental atherosclerosis
J.A.M.A.; **179**, 134 - 138
1962

Saltissi,S.; Webb-Peploe,M.M.; Coltard,D.J.
Effect of variation in coronary artery anatomy on distribution
of stenotic lesions
Brit. Heart J.; **42**, 186 - 191
1979

Salvian,A.; Baker,J.D.; Machleder,H.; e.a.
Cause and noninvasive detection of restenosis after carotid
endarterectomy
Am. J. Surg.; **146**, 29 - 34
1983

Samuel, K.C.

Atherosclerosis and occlusion of the internal carotid Artery
J.Path.Bact.; 71, 391 - 401
1956

Sandmann, W.; Peronneau, K.; e.a.

Untersuchungen zur Turbulenz im normalen und im stenotischen
Gefäß
Chir.Forum Suppl.; 157, 157 - 162
1976

Sato, M.; Niimi, H.; Hayashi, K.; e.a.

Axial mechanical properties of arterial walls and their
anisotropy
Med.Biol.Engin.Comput.; 17, 170 - 176
1979

Scharfstein, H.; Gutstein, W.H.; Lewis, L.

Changes of boundary-layer flow in model systems
Circ.Res.; 18, 580 - 584
1963

Schimmeler, W.

Zur Physiologie und Pathophysiologie des alternden
Arteriensystems
folia angiolog.; 21, 149 - 163
1973

Schmitz, E.; Merzkirch, W.

Direct interferometric measurement of streaming birefrigerence
Rheologica Acta; 22, 75 - 80
1983

Schoenmackers, J.

Technik der postmortalen Angiographie mit Berücksichtigung
verwandter Methoden postmortaler Gefäßdarstellung
Ergebn. allg. Path. path. Anat.; 39, 53 - 151
1960

Schümmer, P.

Zur Darstellung der Durchflußcharakteristik viscoelastischer
Flüssigkeiten in Rohrleitungen
Chemie-Ing.Techn.; 41, 1020 - 1022
1969

Signer,R.

Der Maxwell-Effekt (Strömungsdoppelbrechung)

Hoppe-Seyler, Thierfelder, Handbuch der Physiol. und Path.
Chem. Analyse; Bd.II ,Springer

1955

Sinapius,D.

Atherosclerotische Frühveränderungen in verschiedenen
Gefäßabschnitten

Med.Welt; 29, 1128 - 1131

1979

Smith,D.; Larsen,J.L.

On the symmetry and assymetry of the bifurcation of the
carotid artery

neuroradiology; 17, 245 - 247

1979

Spelde,G.A.

Euromech.Colloquium

1983

Spence,D.J.

Noninvasive tests for carotid atherosclerosis

Canad.J.Ophthalm.; 17, 47

1982

Stahel,H.

Zur Anatomie und Chirurgie der Art.subclavia

Arch.f.Anat.u.Entw.Gesch.; 211 - 235

1886

Steckmaier,; Kenn,; Spengel,; Thetter,O.

Vergleichende Untersuchungen mit der digitalen

Substraktionsangiographie und dem direktionalen Doppler bei

Stenosen der A.carotis

Thor.Vasc.Surg.; 33, 22 - 23

1985

Stehbens,W.E.

Turbulence of blood flow

Quart.J.Exp.Physiol.; 44, 110 - 117

1959

Stehbens,W.E.

Flow in glass models of arterial bifurcations and berry aneurysms at low Reynolds numbers

Quart.J.Exp.Physiol.; **60**, 181 - 192

1975

Stehbens,W.E.

Changes in the cross-sectional area of arterial fork

Angiology; **25**, 561 - 575

1974

Steinmann,W.; Ebeling,R.; Goepel,U.

Die Konservierung medizinischer und zoologischer Präparate in Phenoxetol

Präparator; **21**, 8 - 11

1975

Stich, R.; v.Gaza, W.

Die Chirurgie der Arterien und Venen

Die Chirurgie, M.KIRSCHNER u. O.NORDMANN, Bd.II,2; , p.1482 ff.

-

1930

Strong,J.P.; Eggen,D.A.; Tracy,R.E.

The geographic pathology and topography of atherosclerosis and risk factors for atherosclerotic lesions

Adv.Exp.Med.Biol.; **104**, 11 - 31

1978

Strully,K.; Hurwitt,E.S.; Blankenberg,H.W.

Thrombo-endarterectomy for thromboses of the internal carotid artery in the neck

J.Neurosurg.; **10**, 474 - 482

1953

Sullivan,E.D.; Cranley,J.J.

Noninvasive Diagnosis of internal carotid artery occlusion

Am.J.Surg.; **146**, 577 - 580

1983

Szilagyi,D.E.; Whitcomb,J.G.; e.a.

The laws of fluidmechanics and arterial grafting
Surgery; **47**, 55 - 73

1960

Terwey, B.

Die hochauflösende B-Bild-Sonographie der extracraniellen
A.carotis
Habil.-Schrift Med.Fakultät Univ. Heidelberg
1983

Tesch, B.

Original-Abgüsse und elastische Modell-Hohlformen der
menschlichen Aorta und der linken Herzkammer
Technik der Medizin; 3, 60 - 62
1974

Tesch, B.

Synthetic-rubber mouldings of the human aorta and its branches
Med.Biol.Engng.; 12, 870 - 870
1974

Texon, M.; Imparato, A.M.; Helpert, M.

The role of vascular dynamics in the development of
atherosclerosis
J.A.M.A.; 194, 168 - 172
1965

Texon, M.

A hemodynamic concept of atherosclerosis with particular
reference to coronary occlusion
A.M.A. Arch.Int.Med.; 99, 418 - 427
1957

Texon, M.

The hemodynamic concept of atherosclerosis
Bull.N.Y.Acad.Med.; 36, 263 - 274
1960

Texon, M.

Atherosclerosis: Its Hemodynamic Basis and Implications
Med.Clin.North.Americ.; 58, 257 - 268
1974

Thompson, J.E.

Complications of carotid endarterectomy and their prevention
World J.Surg.; 3, 155 - 165
1979

Thompson, J.E.

The development of carotid surgery
Arch.Surg.; **107**, 643 - 648
1973

Tindall, G.T.; Odom, G.L.; e.a.

Simultaneous determination of blood flow and intravascular pressure in the common carotid artery of man
Surg.Forum; **13**, 432 - 433
1962

Truckenbrodt, E.

Lehrbuch der angewandten Fluidmechanik
Springer
1983

Tözeren, A.

Elastic Properties of Arteries and their Influence on the Cardiovascular System
J.Biomech.Engin.; **106**, 182 - 185
1984

Ulliyott, P.

Investigation of Flow in Liquids by Use of Birefringent Colloidal Solutions of Vanadium Pentoxide
Am.Soc.Mech.Engineers Transactions; **69**, 245 - 251
1947

Ungeheuer, E.

Die chirurgische Therapie der zerebralen Gefäßstenosen und Verschlüsse
Diagnostik und Therapie der zentralen Gefäßverschlüsse,
H.Herrschaft; **Thieme**, 88 - 100
1971

v.Ungern-Sternberg, A.; Schwarz, W.; Schuster, C.J.

Die Gefäßmechanik der Arteria carotis communis bei arterieller Hypertonie
Z.Kardiolog.; **64**, 1053 - 1065
1975

Vollmar, J.H.

Einführung, Arterienverschlüsse
Lokalisierende Faktoren für Arterien- und Venenverschlüsse ,
Rotter, Kief, Gross; **Schattauer**, 265 - 276
1970

Walburn,F.J.; Blick,E.F.; Stein,P.D.

Effect of the Branch-To-Trunk Area Ratio on the Transition to
Turbulent Flow: Implications in the Cardiovascular System
Biorheology; **16**, 411 - 417
1979

Walitza,E.; Maisch,E.; Chmiel,H.; Anadere,I.

Experimental and numerical analysis of oscillatory tube flow
of viscoelastic fluids represented at the example of human
blood
Rheol.Acta; **18**, 116 - 122
1979

Weisman,R.E.

Plaques and platelets, The vascular surgeons challenge and
dilemma
Arch.Surg.; **118**, 1019 - 1023
1983

Weizsäcker,H.W.; Pascale,K

Das Kraft-Dehnungs Verhalten von Rattenkarotiden
Bas.Res.Cardiol.; **72**, 619 - 627
1977

Welter,G.; Welter,H.; Ihler,F.; Schmidt,K.R.

Cerebrale Angiographie bei arteriellen Verschlussleiden,
Ergebnisse und Komplikationen
10. Jahrestagung der Österr. Gesellsch.f. Gefäßschirurgoie
1978

Wesolowski,S.A.; Fries.C.C.; e.a.

The significance of turbulence in nemic systems and in the
distribution of the atherosclerotic lesion
Surgery; **57**, 155 - 162
1965

Wesolowski,S.A.; Sauvage,L.R.; e.a.

Dynamics of blood flow in graft disproportions and in normal
blood vessels
Surg.Forum; **6**, 227 - 233
1956

Whitmore,R.L.

The Flow Behavior of Blood in the Circulation
Nature; **215**, 123 - 126
1967

Wiberg, J.; Nornes, H.

Effects of carotid endarterectomy on blood flow in the internal carotid artery

Acta Neurosurg.; **68**, 217 - 226

1983

Womersley, J.R.

Oscillatory flow in arteries: Effect of radial variation in viscosity on rate of flow

J.Physiol.; **127**, 38 - 39

1955

Womersley, J.R.

Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known

J.Physiol.; **127**, 553 - 563

1955

Wylie, E.J.

Surgical treatment of extracranial cerebrovascular disease

World J.Surg.; **3**, 145 - 146

1979

Yellin, E.L.

Laminar-tubulent transition process in pulsatile flow

Circ.Res.; **19**, 791 - 804

1966

Young, D.F.; Tsai, F.Y.

Flow characteristics in models of arterial stenoses

J.Biomech.; **6**, 395 - 559

1973

Zarins, C.K.; Giddens, D.P.; Bharadvaj, B.K.; Sottiurai, V.S.

Carotid Bifurcation Atherosclerosis

Circ.Res.; **53**, 502 - 514

1983

Zülch, K.J.

Cerebrovasculäre Insuffizienz

Langenbeck's Arch.Chir.; **339**, Kongressbericht, 162 - 167

1975

8. ANHANG

8.1. Verwendete Materialien und Geräte

8.1.1. Herstellung der Arterienmodelle:

Silicone :

POSSEHL RTV 110, Vernetzer KA 1	zum Ausguss der Arterie
Wacker RTV-M 533	für die Kernform
Wacker RTV-ME 622	für die Aussenform
Wacker VP 7660	als Modellmaterial
Wacker SIL GEL 601	als Modellmaterial
Wacker SIL GEL 600	als Modellmaterial

Hilfsmittel zur Siliconverarbeitung:

Wacker Silicon Trennmittel AK
Wacker Schutzfilm SF 18

Werkstoffe für die Formherstellung:

Artikel:	Bezugsquelle:
Feingusswachs	Schubert & Salzer
Texaco-Wax FG 810	8070 Ingolstadt
Alabastergips	Baustoffhandel
Schellack	Farbenfachhandel
Vaselineum flavum	Chemikalienhandel
Wachstrennmittel	Giessereibedarf

Fixier- und Konservierungsstoffe für die Präparation:

Formalin 5%ig	Chemikalienhandel
Phenoxetol 2%ig in Wasser	
(Phenoxymonophenylether)	Chemikalienhandel

8.1.2. Präparation des Vanadium-Pentoxid-Sols

Benötigtes Material:

Ammoniumvanadat, E.Merk Darmstadt Art.1226 "pro analysi"
Salzsäure 1-n
Salzsäure rauchend
Aqua dest.

Glasfilterfritte 3 D 100mm Ø
Wasserstrahlpumpe
Saugflasche
Bunsenbrenner oder Kochplatte
saubere Duran-Glasgefäße,

8.2. Verzeichnis der Abbildungen

8.2.1. Graphiken

Abb.-Nr.	Titel	Seite
2.1.	Zur Definition der Schubspannung τ und des Schergefälles D	5
2.2.	Fließkurve für ein newtonsches Fluid	6
2.3.	Fließverhalten strukturviskoser Fluide	7
2.4.	Geschwindigkeitsprofil in einem Rohr bei laminarer Strömung	10
2.5.	Geschwindigkeitsprofil in einem Rohr bei Turbulenz	10
2.6.	Brechungsverhältnisse im Kalkspat bei Drehung des Kristalls um seine optische Achse	12
2.7.	Brechungsverhältnisse des Kalkspates bei Drehung im Strahlengang mit polarisiertem Licht	13
2.8.	Brechungsverhältnisse im Kalkspat bei Drehung des Kristalls im Strahlengang mit zwei gekreuzten Polfiltern	14
2.9.	Abhängigkeit der Brechungsindizes n_1, n_2 eines strömungs-doppelbrechenden Fluids vom Schergefälle D	15
3.1.	Volumenpulscurve der <i>A. arotis communis</i>	19
3.2.	Anpassen eines PE-Zylinders an den Silikonkern	28

3.3.	Silikonkern im Plastilinlager montiert	29
3.4.	Gießform aus steifer Folie	29
3.5.	Fertiger Silikonteil der Halbform	29
3.6.	Gießkasten für den Mantelteil der Halbform	30
3.7.	Formblock nach Abnahme der Gießwandungen	30
3.8.	Fertige Halbform	30
3.9.	Giesswand aus Folie für die zweite Silikon-Hälfte	31
3.10.	Fertiger Silikon-Anteil der Form	31
3.11.	Giesswand für die zweite Gipshälfte der Form	32
3.12.	Fertige Giessform mit eingelegtem Silikonkern	32
3.13.	Querschnitte des nativen und des galvanisch verkupferten Wachskernes	33
3.14.	Einstecken der PE-Zylinder in das Kupfermodell	34
3.15.	Fertige Außenform mit eingelegtem Kupfermodell	34
3.16.	Fertige Hohlform mit eingelegtem Wachskern	35
3.17.	Querschnitt durch das Silikonmodell: Vor Auschmel- zen des Wachskernes A, fertiges Modell B	36
3.18.	Verbindung des Modells mit einem Siliconschlauch	37
3.19.	Optischer Aufbau	44
3.20.	Strömungskreislauf mit eingebautem A.carotis-Modell	45
3.21.	Modellhalterung aus Acrylglas	47

4.1.	Außenmaße Modell 44 L	57
4.2.	Außenmaße Modell 66 R	58
4.3.	Außenmaße Modell 100 L	59
4.4.	Innenmaße Modell 44 L	60
4.5.	Innenmaße Modell 66 R	61
4.6.	Innenmaße Modell 100 L	62

8.2.2. Photographische Tafeln

Tafel 1	Modell 44 L Reynoldszahl 200	66
1.1	Abzweigverhältnis 6:4	
1.2	Abzweigverhältnis 7:3	
1.3	Abzweigverhältnis 8:2	
1.4.	Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 2	Modell 44 L Reynoldszahl 400	67
2.1	Abzweigverhältnis 6:4	
2.2	Abzweigverhältnis 7:3	
2.3	Abzweigverhältnis 8:2	
2.4.	Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 3	Modell 44 L Reynoldszahl 600	68
3.1	Abzweigverhältnis 6:4	
3.2	Abzweigverhältnis 7:3	
3.3	Abzweigverhältnis 8:2	
3.4.	Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 4	Modell 44 L Reynoldszahl 800	69
4.1	Abzweigverhältnis 6:4	
4.2	Abzweigverhältnis 7:3	
4.3	Abzweigverhältnis 8:2	
4.4.	Abzweigverhältnis 9:1	

Tafel 5	Modell 44 L Reynoldszahl 1000	70
	5.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	5.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	5.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	5.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 6	Modell 44 L Reynoldszahl 1200	71
	6.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	6.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	6.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	6.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 7	Modell 44 L Reynoldszahl 1400	72
	7.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	7.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	7.3 Abzweigverhältnis 8:2	
Tafel 8	Modell 44 L Reynoldszahl 1600	73
	8.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	8.2 Abzweigverhältnis 7:3	
Tafel 9	Modell 66 R Reynoldszahl 200	74
	9.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	9.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	9.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	9.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 10	Modell 66 R Reynoldszahl 400	75
	10.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	10.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	10.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	10.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 11	Modell 66 R Reynoldszahl 600	76
	11.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	11.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	11.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	11.4. Abzweigverhältnis 9:1	

Tafel 12	Modell 66 R Reynoldszahl 800	77
	12.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	12.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	12.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	12.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 13	Modell 66 R Reynoldszahl 1000	78
	13.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	13.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	13.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	13.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 14	Modell 66 R Reynoldszahl 1200	79
	14.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	14.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	14.3 Abzweigverhältnis 8:2	
Tafel 15	Modell 66 R Reynoldszahl 1400	80
	15.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	15.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	Reynoldszahl 1600	
	15.3 Abzweigverhältnis 6:4	
Tafel 16	Modell 100 L Reynoldszahl 200	81
	16.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	16.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	16.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	16.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 17	Modell 100 L Reynoldszahl 400	82
	17.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	17.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	17.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	17.4. Abzweigverhältnis 9:1	

Tafel 18	Modell 100 L Reynoldszahl 600	83
	18.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	18.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	18.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	18.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 19	Modell 100 L Reynoldszahl 800	84
	19.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	19.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	19.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	19.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 20	Modell 100 L Reynoldszahl 1000	85
	20.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	20.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	20.3 Abzweigverhältnis 8:2	
	20.4. Abzweigverhältnis 9:1	
Tafel 21	Modell 100 L Reynoldszahl 1200	86
	21.1 Abzweigverhältnis 6:4	
	21.2 Abzweigverhältnis 7:3	
	Reynoldszahl 1400	
	21.3 Abzweigverhältnis 6:4	

9. DANKSAGUNG

Für die Überlaßung des Themas und die unermüdliche Betreuung sei an erster Stelle meinem Doktorvater Herrn Priv.DoZ. Dr. med. H.F. Welter Dank gesagt.

Meinem Chef, dem Vorstand des Instituts für Rechtsmedizin und Dekan der hohen medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München Herrn Prof. Dr.med. Dr.med,h.c. W. Spann und allen seinen Mitarbeitern, ganz besonders auch den Herren Präparatoren, gebührt besonderer Dank für die Hilfe beim Sammeln und Präparieren der Arterien.

Dem Dekan des Fachbereichs 05 Versorgungstechnik der Fachhochschule München Herrn Prof. Weckerlein für die großzügige Überlassung des Arbeitsplatzes und vieler für die Versuche benötigter Geräte und Herrn Prof. Dr.Ing.Dr.Ing.habil. D.L. Liepsch für die Anregungen zum Thema, die Tips zur Durchführung der Versuche und die Hilfe bei der Literatursuche sei herzlich gedankt.

Den Herren Diplomingenieuren St. Moravec und Th. Schulze, sowie den Herren Labormeistern Starosczyk, Kagerer und Beck sei Dank gesagt für die praktische Unterstützung im Labor, Herrn Kollegen R. Baumgart und Herrn Diplomdesigner P. Riedel für die Tips, Hilfen und Anregungen zum Modellbau.

Ganz besonderer Dank gilt Frau Lingnau, Bibliothekarin der Chirurgischen Klinik, für die Hilfe beim Besorgen der Literatur.

Dem Vorstand der Anatomischen Anstalt der Universität München Herrn Prof. Dr. med. H. Frick sei Dank gesagt für die Überlassung des Plastinationslabors, sowie Herrn Präparator M. Becker für die Hilfe und Herrn Dr.med. G.v. Hagens, Firma Biodur Heidelberg, für die Beratung bei den Plastinationsversuchen.

Gedacht sei Hans Buchheim, Präparationsmeister.

10. LEBENSLAUF

Am 8. Januar 1959 in Aschaffenburg geboren als Sohn von Manfred Müller, Staatsbankbeamter, und Susanne Müller, geb. Volbracht, Hausfrau.

1965 - 1969	Besuch der Volksschule in Goldbach
1969 - 1970	Besuch des Kronberggymnasiums in Aschaffenburg
1970 - 1978	Besuch des Werdenfelsgymnasiums, humanistisch - altsprachlicher Zweig, in Garmisch - Partenkirchen.
1978	Abschluß mit Abitur.
1978 - 1979	Studium der Informatik an der Techn. Universität München
1979 - 1985	Studium der Medizin an der Universität München
3.8.1983	Eheschließung mit Bianca Elena Kölbl
27.7.1984	Geburt unseres Sohnes Maximilian
28.11.1985	Approbation als Arzt
30.9.1986	Geburt unserer Tochter Sophie
seit	
15.11.1986	Arzt am Institut für Rechtsmedizin der Univ. München (Vorstand: Prof. Dr.med. Dr.med.h.c. W. Spann)

